

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

HOSANA AÍDA SILVA MELO

**INFLUÊNCIA DO COMPRIMENTO E GEOMETRIA DE
PINOS DE FIBRA DE VIDRO NO COMPORTAMENTO
BIOMECÂNICO DE INCISIVOS CENTRAIS SUPERIORES
TRATADOS ENDODONTICAMENTE: UMA ANÁLISE PELO
MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

VITÓRIA
2017

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

HOSANA AÍDA SILVA MELO

**INFLUÊNCIA DO COMPRIMENTO E GEOMETRIA DE
PINOS DE FIBRA DE VIDRO NO COMPORTAMENTO
BIOMECÂNICO DE INCISIVOS CENTRAIS SUPERIORES
TRATADOS ENDODONTICAMENTE: UMA ANÁLISE PELO
MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Odontológica, do Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do Grau de Mestre em Clínica Odontológica.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Selva Maria Gonçalves Guerra
Co-orientador: Dr. Pedro Yoshito Noritomi

VITÓRIA
2017

HOSANA AÍDA SILVA MELO

**INFLUÊNCIA DO COMPRIMENTO E GEOMETRIA DE
PINOS DE FIBRA DE VIDRO NO COMPORTAMENTO
BIOMECÂNICO DE INCISIVOS CENTRAIS SUPERIORES
TRATADOS ENDODONTICAMENTE: UMA ANÁLISE PELO
MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós- Graduação Odontológica, do Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do Grau de Mestre em Clínica Odontológica.

BANCA EXAMINADORA

Prof.^a. Dr.^a. Selva Maria Gonçalves Guerra
Orientadora

Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi

Prof. Dr. Anuar Antônio Xible

*Dedico este trabalho aos meus filhos
Mateus e Ana pelo o amor incondicional
que me fortalece e me incentiva a
transpor as barreiras na busca do
conhecimento.*

AGRADECIMENTOS

A Deus, por sua fidelidade, seu amor, refúgio e direção em todos os momentos da minha vida. Por ter me sustentado durante toda esta jornada.

Aos meus filhos, Mateus e Ana, meus tesouros e meus amores, que me acompanharam diariamente até a conclusão deste mestrado. Obrigada por entenderem as inúmeras vezes em que precisei dispor do tempo em que estaria com vocês.

Aos meus pais pelo amor e dedicação dispensados ao longo de toda a minha vida. Por não medirem esforços para me apoiar e estar ao meu lado nos momentos difíceis e também nos momentos de vitórias. Por terem me ensinado valores cristãos, éticos e morais que me proporcionaram equilíbrio frente aos desafios e às adversidades.

Ao meu irmão, a todos os meus familiares e amigos que sempre apoiaram o meu crescimento acadêmico e profissional.

Ao João Rodrigues, sua esposa e filhos por cuidarem de mim e se preocuparem comigo como parte da família. Eu sou grata por tudo o que têm feito por mim ao longo desses anos.

Aos queridos amigos do Espaço Odontológico, por cuidarem da clínica com tanto carinho. Quero destacar minha amiga Cirurgiã-Dentista Sabrina Gadiolli, por compartilhar tantos momentos da minha vida, por trabalhar com tanta dedicação, tranquilizando-me nas inúmeras vezes em que precisei me ausentar. Você é excepcional!!! Um verdadeiro presente de Deus na minha vida.

À Prof^a. Dra. Selva Maria Gonçalves Guerra, minha orientadora e coordenadora do programa, por ter acreditado em mim, por ter me incentivado a continuar. Pela paciência e carinho com que agiu comigo, nos momentos em que os obstáculos pareciam ser intransponíveis. Serei eternamente grata!!

Ao Dr. Pedro Yoshito Noritomi, pesquisador do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI- Campinas), por todo apoio durante o desenvolvimento desta pesquisa, por ter me apresentado a metodologia deste trabalho e tantos outros princípios da engenharia aplicáveis à odontologia.

Ao Engenheiro Mecânico Henrique Takashi Idogava, pela inestimável ajuda durante a execução deste trabalho, pela prontidão em me responder sempre que solicitava novas imagens e dados da pesquisa.

À minha colega de mestrado Patrícia, minha companheira de estudo!! A construção desta amizade foi uma bênção pra mim.

A todos os professores da UFES, que estiveram presentes ao longo do curso e contibuíram para a minha formação.

Aos funcionários da UFES, especialmente à Regina, pelas palavras de incentivo e por sempre me atender nas questões acadêmicas.

RESUMO

A reabilitação de dentes tratados endodonticamente representa um desafio para a odontologia e é alvo de pesquisas que buscam compreender as propriedades físicas, químicas e biomecânicas existentes entre dentes vitais e não vitais e assim indicar o complexo restaurador que seja esteticamente aceitável, com adequada função clínica e longevidade. Para dentes com extensa perda estrutural, os pinos de fibra de vidro têm sido considerados como uma alternativa aos retentores metálicos. O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do comprimento e geometria dos pinos de fibra de vidro, sobre o comportamento biomecânico de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente, sob uma carga de 100N aplicada a 130° com a superfície palatina, nas seguintes condições: Pinos de Fibra de Vidro (PFV) lisos (L), serrilhado (S), com profundidades de 5mm e 10mm. As diferentes formas de tratamento foram simuladas a partir do modelo computacional tridimensional de um incisivo superior hígido e analisadas qualitativamente através do método de elementos finitos. Os resultados foram avaliados pelo deslocamento dos modelos, critério de falha de von Mises e de tensão máxima principal. Os modelos PFVL5mm, PFVL10mm e PFVS5mm apresentaram um deslocamento na faixa de 0,0458mm a 0,512mm, enquanto que no modelo PFVS10mm, este deslocamento foi de 0,0116. O pino de fibra de vidro liso apresentou uma distribuição de tensões homogênea, enquanto que o pino serrilhado apresentou uma concentração de tensão na interface da geometria serrilhada. O padrão de distribuição nos modelos de pinos de fibra de vidro foi similar ao do dente hígido, porém os modelos restaurados com pinos de comprimentos maiores, resultaram em um gradiente de tensões mais uniforme e com uma maior área de distribuição. Os resultados obtidos indicaram que o pino de fibra de vidro de geometria serrilhada, em maior profundidade, influencia na redução do deslocamento do modelo. Além disso a geometria do pino de fibra de vidro influencia na concentração de tensões ao longo do pino e o aumento da profundidade desses pinos, aumenta a área de distribuição das tensões, de maneira que elas fiquem mais homogêneas.

Palavras-chave: Dente não vital; Análise do Estresse Dentário; Análise de Elementos Finitos; Técnica para Retentor Intrarradicular.

ABSTRACT

The rehabilitation of endodontically treated teeth represents a challenge for dentistry and is the object of researches that investigate the physical, chemical and biomechanical properties existing between vital and non-vital teeth and thus indicate the restorative complex that is esthetically acceptable, with adequate clinical function and longevity. For the restoration of these teeth when they have extensive structural loss, the fiber glass posts were introduced as an alternative to metal retainers. The objective of this study was to evaluate the influence of the length and geometry of fiber glass posts (PFV) on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisor under a load of 100 N applied at 130 ° to the palatal surface under the following conditions: (PVF), serrated (S), with depths of 5mm and 10mm. The different forms of treatment were simulated from the three dimensional computational model of a sound maxillary central incisor and analyzed qualitatively through the finite element method. The results were evaluated by von Mises criteria and maximum principal stress. The models PFVL5mm, PFVL10mm and PFVS5mm presented a displacement in the range of 0.0458mm to 0.512mm, while in the PFVS10mm model, this displacement was 0.0116. The smooth glass fiber post had a homogeneous stress distribution, while the serrated post had a stress concentration at the interface of the serrated geometry. The distribution pattern in fiber glass post models was similar to that of the healthy tooth, but the restored models with pins of longer lengths resulted in a more uniform stress gradient with a larger distribution area. The obtained results indicated that fiber glass post of serrated geometry, in greater depth, influences in the reduction of the displacement of the model. In addition, the geometry of the glass fiber post influences the concentration of stresses along the post and increasing the depth of these posts increases the area of distribution of the stress so that they become more homogeneous.

Key words: Tooth, Nonvital; Dental Stress Analysis; Finite Elements Analysis; Post and Core Technique.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Modelo CAD do dente hígido.....	32
Figura 2 -	(A) Imagem CAD do pino de fibra de vidro White Post DC® n° 3; (B) Imagem CAD do pino Refopost® n° 3.....	32
Figura 3 -	Características das Malhas nos Modelos.....	34
Figura 4 -	Condições de contorno. Restrição do deslocamento do modelo representada pela letra "F". Aplicação da carga (100N) na superfície palatina.....	37
Figura 5 -	Resultados da análise de tensões do dente hígido pelo critério de tensão máxima principal.....	39
Figura 6 -	Resultados da análise de tensões do dente hígido pelo critério de von Mises.....	40
Figura 7 -	Análise de tensões pelo critério de tensão máxima principal. (A) Modelo PFVL5; (B) PFVL10.....	41
Figura 8 -	Análise de tensões pelo critério de tensão máxima principal. (A) Modelo PFVS5; (B) PFVS10.....	42
Figura 9 -	Análise de tensões pelo critério de von Mises. (A) Modelo PFVL5; (B) PFVL10.....	43
Figura 10 -	Análise de tensões pelo critério de von Mises. (A) Modelo PFVS5; (B) PFVS10.....	44
Figura 11 -	Análise de tensões nos pinos de fibra vidro pelo critério de tensão máxima principal. (A) Modelo PFVL5; (B) PFVL10; (C) PFVS5; (D)PFVS10.....	45
Fugura 12 -	Figura 12. Análise de tensões nos pinos de fibra vidro pelo critério de von Mises. (A) Modelo PFVL5; (B) PFVL10.....	46
Figura 13 -	Figura 13. Análise de tensões nos pinos de fibra vidro pelo critério de von Mises. (A) Modelo PFVS5; (B) PFVS10.....	47

LISTA DE SIGLAS

PFV - Pino de Fibra de Vidro

PFVL - Pino de Fibra de Vidro Liso

PFLS - Pino de Fibra de Vidro Serrilhado

MEF - Método de Elementos Finitos

CAD - *Computer-Aided Design*

CAE - *Computer-Aided Engineering*

° - unidade de angulação (grau)

MPa - MegaPascal

N - Newton

σ - tensão

m² - unidade de área (metro quadrado)

ν - Coeficiente de Poisson

GN/m² - GigaNewton por metro quadrado

GPa - GigaPascal

DTE - Dentes Tratados Endodonticamente

E - Módulo de Elasticidade

CTI- Centro de Tecnologia e Informação

DT3D - Divisão de Tecnologias Tridimensionais

STL - Stereolithography

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	11
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	14
2.1	MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF).....	14
2.2	PROPRIEDADES MECÂNICAS	15
2.2.1	Tensão e Deformação.....	16
2.2.2	Módulo de Elasticidade e Coeficiente de Poison.....	17
2.3	DENTES DESVITALIZADOS E TERAPIA ENDODÔNTICA.....	17
2.4	RETENTORES INTRARRADICULARES.....	19
2.5	REMANESCENTE DENTINÁRIO NA RESTAURAÇÃO DE DENTES TRATADOS ENDODONTICAMENTE.....	24
3	PROPOSIÇÃO.....	30
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	31
4.1	PRÉ- PROCESSAMENTO.....	31
4.1.1	Modelagem Geométrica.....	31
4.1.2	Criação da Malha de Elementos Finitos.....	33
4.1.3	Definição das Propriedades Mecânicas.....	35
4.1.4	Definição das condições de contorno	36
4.2	PROCESSAMENTO.....	37
4.3	PÓS-PROCESSAMENTO OU ANÁLISE DOS RESULTADOS...	38
5	DISCUSSÃO.....	48
6	CONCLUSÕES.....	53
	REFERÊNCIAS.....	54
	APÊNDICE A – ARTIGO.....	59

1 INTRODUÇÃO

A reabilitação de dentes tratados endodonticamente representa um desafio para a odontologia e é alvo de pesquisas que buscam compreender as propriedades físicas, químicas e biomecânicas existentes entre dentes vitais e não vitais e assim indicar o complexo restaurador que seja esteticamente aceitável, com adequada função clínica e longevidade.

Ainda que vários estudos demonstrem elevados índices de sobrevivência funcional para dentes permanentes tratados endodonticamente, há evidências de que eles são mais susceptíveis à fraturas, podendo levar a prognósticos desfavoráveis (HEYDECKE; BUTZ; STRUB, 2001; ALLEY *et al.*, 2004, SETZER; KIM, 2014). Alterações biomecânicas, decorrentes da terapia endodôntica e dos preparos coronoradiculares durante os procedimentos restauradores, são apontados como fatores capazes de diminuir a resistência à fratura desses dentes. Dentre estes, foram citados a preparação da cavidade de acesso, a instrumentação, irrigação e obturação do canal radicular, além da diminuição da vascularização e desidratação da dentina com perda de elasticidade (TIDMARSH, 1976; ARI; YASSAR; BELLI, 2004). Entretanto, é consensual que, a longevidade do dente restaurado, depende principalmente da quantidade de estrutura dental remanescente e da eficiência do procedimento restaurador utilizado para substituir a integridade estrutural perdida. (DIETSCHI *et al.*, 2008; SOARES *et al.*, 2007; TANG; WU; SMALES *et al.*, 2010; DA SILVA *et al.*, 2010).

A melhor abordagem para restaurar dentes tratados endodonticamente parece minimizar o desgaste dos tecidos, especialmente na área cervical, a fim de criar o efeito de férula. A férula foi descrita como uma extensão coronal dentinária para a preparação do ombro, promovendo o abraçamento desta em torno da coroa protética (SORENSEN; ENGELMAN, 1990; MORGANO, 1996). Para um melhor prognóstico dos dentes restaurados com sistemas de pinos intrarradiculares, núcleos e coroas totais, vários autores sugeriram que o dente deve possuir pelo menos 2 mm de estrutura coronal acima da junção cimento-esmalte, aumentando a resistência à fratura destes dentes (ZHI-YUE; YU-XING, 2003; AKKAYAN, 2004; PEREIRA *et al.*, 2009; DA SILVA *et al.*, 2010; SANTOS FILHO *et al.*, 2014).

Diversos materiais e sistemas de retentores intrarradiculares têm sido propostos para a reabilitação de dentes tratados endodonticamente. Estudos têm demonstrado que a sua função é promover a retenção do núcleo e consequentemente da coroa protética, nos casos de extensa perda estrutural (SORENSEN; MARTINOFF, 1984; TROPE *et al.*, 1985; ASSIF; GORFIL, 1994). Idealmente, o material de substituição para os tecidos dentais no interior dos condutos deveria ter características biomecânicas mais próximas do remanescente dental para não causar concentrações de tensões de elevada magnitude na interface pino/dentina. Núcleos metálicos fundidos e retentores metálicos pré-fabricados têm sido utilizados por diversas décadas, porém possuem elevado módulo de elasticidade em relação à dentina, além de limitações estéticas. Em resposta a estas limitações foram desenvolvidos e introduzidos no mercado os retentores não-metálicos. (DIETSCHI, 2008; PLOTINO *et al.*, 2007)

Duret e Duret (1990), desenvolveram o primeiro sistema de pinos reforçados por fibra de carbono associados com sistemas adesivos e cimentos resinosos com o objetivo de formar uma estrutura única e melhorar a dissipação das forças incidentes na porção coronária e ao longo da raiz. Posteriormente, surgiram os pinos de fibra de vidro, suprimindo a demanda estética, por se apresentarem na cor transparente ou branca. Os pinos estéticos apresentam vantagens como a adesão a estrutura dental e ao material de preenchimento, módulo de elasticidade próximo ao dente natural, resistência à corrosão, facilidade de remoção com brocas e solventes e o fato de permitirem um preparo mais conservador do dente (ALBUQUERQUE *et al.*, 2003).

Vários fatores tais como comprimento, diâmetro e formato do pino, podem influenciar a longevidade do tratamento restaurador (ANDRADE *et al.*, 2006). Em revisão de literatura, Abdullah, Mohamed e Thayer (1974), demonstraram que o pino deveria possuir, o comprimento da coroa ou 2/3 do comprimento da raiz. Para Mckerracher (1981), quanto maior o comprimento do pino, maior a retenção e consequentemente melhor seria a distribuição de tensões, reduzindo o risco de fratura radicular. Todas estas condutas foram definidas para o núcleo metálico fundido que apresenta alto módulo de elasticidade, sendo mantido no canal radicular especialmente por retenção friccional. Alguns autores (ADANIR ; BELLI, 2008; FERRARI *et al.*, 2008; SANTOS FILHO *et al.*, 2008) avaliaram a influência de diferentes comprimentos de pinos pré-fabricados não metálicos, sobre o comportamento mecânico dos dentes tratados endodonticamente considerando suas propriedades físicas, mecânicas e de adesão à

estrutura dental, porém, um protocolo clínico que apresente o melhor prognóstico ainda não pôde ser definido.

Pesquisas com diferentes metodologias têm sido empregadas afim de avaliar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. O Método de Elementos Finitos (MEF) é particularmente adequado à análise da estrutura biológica, uma vez que permite uma grande flexibilidade no tratamento de domínios complexos geométricos compostos por múltiplos materiais. É uma técnica computadorizada que permite o cálculo de tensão, vibração, e outros fenômenos de uma ampla gama de estruturas que consiste em dividir um modelo geométrico em um número finito de elementos, cada um com propriedades específicas. As variáveis de interesse são aproximadas com funções matemáticas. Como consequência, são possíveis avaliações detalhadas do comportamento mecânico dos sistemas biológicos e / ou restauradores, mesmo em corpos não homogêneos. Esta análise proporciona dados importantes com custo operacional relativamente baixo e tempo reduzido, além de fornecer informações desconhecidas nos estudos experimentais (ALVES FILHO, 2013; ALBUQUERQUE, 2003; SORRENTINO *et al*, 2007).

Este estudo tem como objetivo buscar informações que auxiliem na compreensão sobre o efeito do comprimento e geometria dos pinos de fibra de vidro, sobre o comportamento biomecânico de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente. Para tanto, os dentes serão restaurados com pinos de fibra de vidro, núcleo de resina composta e coroa total, simulando diferentes situações clínicas, para avaliar, pelo MEF a distribuição dos campos de tensões gerados nas estruturas dentais e nos pinos durante a função mastigatória.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF)

O método dos elementos finitos (MEF) é um método numérico aproximado para análise de diversos fenômenos físicos que ocorrem em meios contínuos e que são descritos por meio de equações diferenciais parciais, com determinadas condições de contorno, resolvidas por meio de equações matriciais (ALVES FILHO, 2013).

Quando agrupadas as atividades, pode-se dizer que o MEF possui três fases de atividades para resolução de um problema: pré-processamento, processamento e pós-processamento. No pré-processamento, é feita a modelagem geométrica, onde o objeto da pesquisa é desenhado graficamente, utilizando-se programas específicos computacionais conhecidos como CAD (*Computer-Aided Design*) para a obtenção do modelo experimental tridimensional. Em seguida, a estrutura tridimensional criada é importada para sistemas baseados no MEF, denominados CAE (*Computer-Aided Engineerig*) e discretizada em pequenos elementos interconectados por seus pontos ou nós, por onde as informações são passadas, resultando em uma malha arranjada em camadas tridimensionais. Para tanto, são definidas as características dos elementos: formato, tamanho, e posicionamento dos nós. Esses elementos podem ser bi ou tridimensionais, conforme a necessidade da aplicação. Os elementos tridimensionais são compostos por diversas formas geométricas, sendo que ao campo de deslocamento nodal está definido no espaço. Nestes, é possível analisar corretamente as estruturas dento-maxilo-faciais, como por exemplo, a irregularidade dos dentes humanos, as cargas aplicadas sobre estes, a distribuição das tensões e deslocamentos sobre as várias estruturas que compõem o dente, como esmalte, dentina e polpa, e os resultados nos três planos do espaço. (LOTTI et al., 2006; MELCONIAN, 2014).

Cada nó é representado por uma matriz matemática. Os nós também funcionam como locais para a aplicação de forças sobre a estrutura. Esta discretização permite a resolução do problema, impondo um sistema de equações, aplicáveis a qualquer estrutura por mais complicada que seja, mediante um número de operações de natureza repetitiva que podem ser adaptadas a uma programação numérica e ser

resolvida por um computador. Cada nó possui um número definido de graus de liberdade, que caracterizam a forma como o nó irá deslocar-se no espaço. Ainda na primeira fase, são definidas as propriedades mecânicas das estruturas envolvidas e as condições de contorno e carregamento (LOTTI et al., 2006).

Na segunda fase ou processamento, o comportamento de cada um dos elementos é descrito por funções algébricas, as equações matemáticas são resolvidas e calculadas pelo software para a análise qualitativa das tensões e de coerência dos deslocamentos. No pós- processamento, os resultados são analisados pelas expressões gráficas em que as cores demonstram o comportamento da estrutura como deformações, distribuição de esforços, temperatura, entre outras grandezas. O comportamento do modelo também pode ser visualizado por meio de animações em que é possível visualizar o comportamento da peça deformada a cada instante de tempo definido (MELCONIAN, 2014).

Uma das principais vantagens do MEF consiste na possibilidade de se controlar qualquer variável relacionada ao experimento, facilitando a análise dos resultados e proporcionando grandes benefícios às pesquisas científicas (LOTTI et al., 2006).

2.2 PROPRIEDADES MECÂNICAS

A determinação das propriedades mecânicas de cada estrutura nos modelos do MEF, é uma etapa de grande importância para se obter fidelidade dos resultados, uma vez que as características de cada componente do modelo influenciarão o comportamento das respostas às aplicações das forças. Portanto, é necessário conhecer alguns conceitos que dão suporte para o entendimento desta pesquisa.

2.2.1 Tensão e Deformação

Quando uma força ou pressão é exercida sobre um material elástico, os átomos e as moléculas respondem de alguma forma no local do carregamento e abaixo dele, mas a força aplicada tem uma reação igual e oposta no mesmo local ou em algum outro ponto da estrutura. A tensão induzida próxima da superfície diminui com a distância a partir do ponto de carregamento, e aumenta à medida que se aproxima da superfície de apoio. Este padrão é chamado de distribuição de tensões. Tensão é a expressão da unidade de área que atua sobre milhões de átomos e moléculas em dado plano de material. A tensão (σ) produzida no interior de um material sólido é igual à força aplicada (N) dividida pela área (m^2) sobre a qual ela atua e é dada em MPa(MN/ m^2). Existem diversos tipos de tensões que se desenvolvem de acordo com a natureza das forças aplicadas e a forma do objeto. Estas incluem as tensões de tração, de compressão e de cisalhamento. (ANUSAVICE, 2013).

A resistência de um material está relacionada ao nível médio de tensão no qual o material exibe certo grau de deformação plástica inicial ou no qual ocorre a fratura. Em análises pelo método de elementos finitos podemos identificar os locais onde essas tensões de maior magnitude se concentram. As tensões de tração são muito importantes em um estudo de análise biomecânica na odontologia, pois devido à fragilidade dos materiais dentários, eles são altamente susceptíveis ao surgimento de trincas na presença de defeitos superficiais quando submetidos a tensões de tração. A resistência interna que ocorre num corpo quando ele é submetido a uma carga que tende a comprimi-lo ou encurtá-lo é definido como tensão de compressão. A tensão de cisalhamento ocorre quando o corpo tende a resistir ao deslizamento ou ao escorregamento sobre outro. (ANUSAVICE, 2013).

A deformação é a variação das dimensões de um corpo devido à aplicação de forças externas à estrutura, de modo temporário ou permanente. A deformação depende basicamente da força aplicada e das propriedades físicas do corpo. A deformação é considerada elástica, quando o corpo retorna ao seu estado original (processo reversível) após cessar o efeito da tensão, e, plástica, se as cargas atuantes forem retiradas do corpo e ele não voltar ao seu estado original (MELCONIAN, 2014).

2.2.2 Módulo de Elasticidade e Coeficiente de Poisson

O módulo de elasticidade de Young (ϵ), descreve a rigidez de um material e consiste na relação entre a tensão aplicada e a deformação elástica que ela produz. Para a maioria dos materiais dentários é fornecido em unidades de gigaNewton por metro quadrado (GN/m²), também chamado de gigapascal (GPa). O coeficiente de Poisson (ν), mede a deformação transversal, em relação à direção longitudinal de aplicação da carga, de um material homogêneo (apresenta a mesma propriedade mecânica em todo seu volume) e isotrópico (apresenta a mesma propriedade mecânica em qualquer direção considerada) (ANUSAVICE, 2013).

2.3 DENTES DESVITALIZADOS E TERAPIA ENDODÔNTICA

As falhas biomecânicas em dentes tratados endodonticamente são um tema de grande relevância na odontologia restauradora. As diferenças estruturais entre os dentes despulpados e os dentes vitalizados têm sido abordadas em diversos estudos ao longo dos anos. Helfer et al. (1972) pesquisando as alterações na composição tecidual de dentes desvitalizados, conduziram um estudo experimental com o objetivo de determinar a quantidade de água de dentes despulpados como um dos possíveis fatores contribuintes para a fragilidade do dente. Este estudo envolveu a extirpação de polpas de dentes de 45 cães, seguido pela extração, após intervalos de tempo pré-determinados, resultando em uma análise gráfica do conteúdo total de humidade do dente. Os autores concluíram que os tecidos calcificados de dentes desvitalizados contêm 9% menos umidade em relação aos tecidos calcificados dos dentes com polpas vitalizadas.

Huang, Schilder e Nathanson (1992), realizaram um estudo com o objetivo de determinar se existem diferenças significativas entre as propriedades mecânicas da dentina humana de dentes tratados endodonticamente e a dentina de dentes vitais normais. Foram obtidos 262 espécimes de dentina a partir de 54 dentes humanos vitais extraídos e 24 dentes tratados endodonticamente (DTE). Esses espécimes foram submetidos a diferentes condições experimentais (húmidas, secas ao ar, dessecadas e reidratadas). Testes de compressão, de tração indireta foram realizados para medir as propriedades mecânicas desses espécimes. Todos os dados obtidos foram analisados estatisticamente. Os resultados mostraram que a desidratação da dentina aumenta o módulo de elasticidade, o limite proporcionalidade (em compressão), e especialmente a resistência máxima sob compressão e tensão. Desta

forma, a desidratação aumentou a rigidez e diminuiu a flexibilidade da dentina. Isto aplicou-se tanto a amostras de dentes vitais normais como a amostras dos dentes desvitalizados. As resistências à compressão e à tração da dentina dos DTE obtidos neste estudo não parecem ser significativamente diferentes daquelas da dentina normal ($p > 0,05$). As amostras de dentina úmida dos DTE, mostram geralmente o módulo de elasticidade e o limite proporcionalidade sob compressão mais baixos do que dos dentes vitais normais. Os resultados deste estudo não suportam a teoria que a desidratação após o tratamento endodôntico em si enfraquece a estrutura da dentina em termos de resistência e tenacidade. Outras propriedades mecânicas dos DTE, no entanto, podem não ser as mesmas que as dos dentes vitais normais.

Soares et al. (2008), avaliaram o efeito do tratamento endodôntico e do tempo de armazenamento sobre a flexão e resistência à tração da dentina radicular. Oitenta dentes bovinos foram divididos em dentes endodonticamente tratados (ET) e endodonticamente não tratados (NT). Os testes foram realizados da seguinte forma: T1, imediatamente; T2, 7 dias; T3, 15 dias; T4, 30 dias após a extração para grupos NT ou após extração e tratamento endodôntico para grupos ET. As raízes foram cortadas axialmente. Uma metade foi utilizada para obter barras para realizar o ensaio de flexão e a outra metade para obter fatias que foram cortadas resultando em espécimes em forma de ampulheta para o teste de micro tensão. As amostras foram submetidas aos testes e os dados foram analisados estatisticamente. Os resultados indicaram que o tratamento endodôntico potencializado pelo tempo altera negativamente a flexão e a resistência à tração final da dentina radicular.

As alterações dentinárias estruturais decorrentes da perda de vitalidade pulpar e da terapia endodôntica foram discutidas em uma revisão sistemática realizada por Diestchi et al. (2008), a partir de estudos publicados entre 1990 e 2005. Os autores constataram que o impacto da perda de vitalidade parece ser moderado quando se trata da umidade tecidual ou das propriedades físicas da dentina tais como dureza, o módulo de elasticidade e resistência à fratura. Por outro lado, em relação ao potencial de adesão à estrutura dental remanescente, produtos utilizados durante a terapia endodôntica como, hipoclorito de sódio e hidróxido de cálcio afetam significativamente a qualidade da dentina.

2.4 RETENTORES INTRARRADICULARES

Diferentes materiais e sistemas de retentores intrarradiculares têm sido propostos para a reabilitação de dentes tratados endodonticamente com extensa perda estrutural. Muitos pesquisadores têm observado que a presença do pino, bem como o material, o desenho e o comprimento do pino e do núcleo podem afetar a resistência à fratura desses dentes, quando restaurados com o sistema pino-coroa total (ASSIF; GORFIL, 1994; YANG et al., 2001; MASSA; DIAS; BLOS, 2010; ZHOU; WANG, 2013; SCREEDEVI *et al.*, 2015).

A análise de elementos finitos foi utilizada por Ko et al. (1992), para estudar os papéis dos pinos na redução da tensão na dentina de dentes desvitalizados. Dois modelos bidimensionais de um incisivo central superior, com desgaste coronal somente no local de acesso endodôntico, foram utilizados. No primeiro, foi simulado um dente com a presença de pino intrarradicular e núcleo de resina composta. No segundo, com apenas a resina composta preenchendo a cavidade de acesso, sem a utilização de pino. Forças de 1N foram aplicadas uniformemente, a 45° na face palatina (F1), horizontalmente por vestibular (F2) e sobre a borda incisal, no sentido longitudinal do dente. Os resultados demonstraram que, quando o incisivo sem o pino foi submetido à cargas mastigatórias, a tensão na dentina foi concentrada nos terços cervical e médio da raiz, principalmente do lado vestibular. A tensão de tração máxima de maior amplitude foi concentrada na face lingual, enquanto que a tensão de compressão, na face vestibular. Com a colocação do pino, as tensões na dentina foram reduzidas significativamente e foram concentradas no pino. Sob cargas verticais (F3), os pinos reduziram substancialmente as tensões na dentina. Esta redução é explicada pelos autores, pelo fato de que os pinos estão sob compressão na carga vertical. Como incisivos e caninos são raramente submetidos a cargas verticais, os efeitos de reforço dos pinos são duvidosos nestes dentes.

Assif e Gorfil (1994) apresentaram uma revisão que salienta os problemas e as abordagens clínicas relacionados às restaurações dos dentes tratados endodonticamente. Os autores concluíram que o pino de metal e os esforços para aumentar seu comprimento e diâmetro afim de melhorar sua retenção intrarradicular, compromete o prognóstico do dente restaurado. A utilização de um pino para fortalecer um dente despulpado contra as forças oclusais não é justificada, e, pode

ser considerada até prejudicial, pois a quantidade de estrutura dental sadia removida está diretamente proporcional ao risco à fraturas.

Joshi et al. (2001), apresentaram uma análise pelo método de elementos finitos, com o objetivo de avaliar o desempenho mecânico de dentes tratados endodonticamente e restaurados com algumas variáveis no sistema de pinos intrarradiculares. Além do dente hígido e de um dente tratado endodonticamente sem a colocação de pino, outros modelos tridimensionais com diferentes tipos de pinos foram criados (pino e núcleo fundido de aço inoxidável, pino paralelo e oco de aço inoxidável). Um projeto de pino também é apresentado pelos autores com diferentes materiais (aço inoxidável, titânio, cerâmica e um pino reforçado com fibra de vidro). Os autores observaram que a distribuição das tensões é dependente da geometria, rigidez e do material do pino, e, também, da rigidez das estruturas de suporte, do material do núcleo, da coroa e da direção e magnitude das forças oclusais. Segundo os autores, os projetos de pinos em que conservam a maior parte da estrutura dentária e proporcionam a melhor retenção para a coroa devem ser utilizados. Dentre os materiais estudados, os pinos de aço inoxidável apresentaram maiores concentrações de tensões, seguidos pelos de titânio, cerâmica e fibra de vidro.

Yang et al. (2001), investigaram a influência das tensões oclusais sobre vários formatos de pino colocados em dentes tratados endodonticamente. A análise foi feita pelo método de elementos finitos de modelos bidimensionais de um incisivo central superior, um pino, um núcleo e os tecidos de suporte. Como controle, foi modelada uma coroa metalo-cerâmica num dente endodonticamente tratado sem pino e núcleo. Foram criados quatro modelos variando o formato, o comprimento e o diâmetro dos pinos. O modelo padrão incluiu uma coroa metalocerâmica, um pino paralelo e núcleo de ouro (12mm de comprimento, 1,5 mm de diâmetro). Os outros incluíram um pino paralelo (12mm de comprimento, 1,0 mm de diâmetro), pino paralelo (4,0 mm de comprimento, 1,5 mm de diâmetro), um pino cônico (12mm de comprimento, 0,5 x 3,3mm de diâmetro). Uma força de 10 kg foi aplicada da seguinte maneira: (1) em carga vertical no bordo incisal, (2) em carga horizontal na superfície vestibular e (3) sobre um ângulo de 20°, em relação a ao longo eixo do dente, sobre a superfície lingual. Os resultados demonstraram que a magnitude dos picos de tensões dentinárias observadas no controle foi de 17% a 48% maior do que o modelo padrão, de acordo com a direção da carga. Os pinos paralelos com comprimento de 12 mm

distribuíram amplamente a tensão na restauração e na dentina, resultando nas menores tensões. Quando carregado horizontalmente, o pino curto produziu as maiores concentrações de tensões dentinárias e o pino cônico mostrou a maior concentração de tensões dentro da camada de cimento. Concluiu-se que o pino e o núcleo forneceram um pequeno reforço ao dente remanescente. O sentido da carga funcional teve um efeito maior do que o desenho do pino na tensão máxima e no deslocamento.

Albuquerque et. al. (2003), avaliaram o efeito de diferentes formas anatômicas e materiais de pinos na distribuição de tensão em um incisivo tratado endodonticamente. Um modelo de dente hígido e três modelos de dentes tratados endodonticamente, restaurados com coroas de porcelana e com pinos foram gerados. Os seguintes modelos geométricos anatômicos para os pinos radiculares foram considerados: (1) pino cônico (12 mm de comprimento, 1 mm de diâmetro apical e 2 mm de diâmetro coronal), com superfície lisa; (2) pino cilíndrico (12 mm de comprimento e 1,4 mm de diâmetro); (3) pino cilíndrico de dois estágios (12 mm de comprimento, diâmetro maior de 1,8 mm e diâmetro menor no terço apical de 1,2mm). Os pinos foram feitos de três materiais diferentes (aço inoxidável, titânio e fibra de carbono em matriz Bisfenol A-Glicidil Metacrilato). A análise de tensão bidimensional foi realizada utilizando o Método dos Elementos Finitos. Uma carga estática de 100 N foi aplicada à 45 graus de inclinação em relação à borda do incisivo. Os resultados indicaram que o uso de pinos modifica substancialmente a distribuição de tensão de um incisivo central superior originalmente saudável. As concentrações de tensão não afetaram significativamente a região adjacente à crista óssea alveolar na porção palatina do dente, independentemente da forma ou material do pino. No entanto, as concentrações de tensão na interface pino / dentina no lado palatino da raiz do dente apresentaram variações significativas para diferentes formas e materiais. A análise também mostrou que diferentes formas de pinos apresentaram variações da tensão máxima principal relativamente pequenas, enquanto que o material do pino introduziu variações mais elevadas. Pinos de aço inoxidável apresentaram o maior nível de concentração de tensão, seguido de titânio e pino de fibra de carbono.

Com o objetivo de avaliar *in vitro*, a influência de diferentes comprimentos de pinos de fibra de vidro sobre a resistência à fratura radicular, Adanir e Belli (2008), prepararam 78 espécimes de incisivos centrais superiores, divididos em grupos e combinados com

comprimentos de 6mm (preparos mais curtos que 1/1 em relação à coroa clínica), 9mm (preparo de 1/1 em relação à coroa clínica), 12mm (preparo maior do que 1/1 em relação à coroa clínica). Os pinos de fibra de vidro foram cimentados com cimentos resinosos Super- Bond C e B e Panavia F. Foram aplicadas cargas, 2mm a partir da sua borda incisiva, num ângulo de 135 graus ao longo eixo da raiz, numa velocidade de cinco mm por minuto, até a falha. Em relação aos cimentos, não houve diferença significativa. O uso de pinos mais curtos demonstrou fratura radicular sob cargas significativamente menores ($p < 0,05$), e, segundo os autores, deve ser evitado.

No mesmo ano, Ferrari et al. (2008), apresentaram um estudo através do método de elementos finitos, comparando os padrões de distribuição de tensões em modelos de incisivos centrais superiores, tratados endodonticamente e restaurados com pinos em diferentes comprimentos (5,7 e 9mm). Para o controle, foi gerado um modelo de um incisivo central hígido. Para as simulações, uma carga de ruptura 50N foi aplicada. Os níveis de tensão registrados sugeriram que o comprimento dos pinos não exerceram influência sobre a biomecânica dos dentes restaurados. A tensão de compressão prevaleceu sobre a tensão de tração dentro da estrutura do pino. Da mesma forma, este fenômeno não foi influenciado pelo comprimento do pino. (FERRARI *et al.*, 2008)

Santos Filho et al. (2008), investigaram os efeitos de diferentes sistemas de pinos e comprimentos sobre a tensão e resistência à fratura de cento e trinta e cinco incisivos bovinos tratados endodonticamente e seccionados a 15 mm de seus ápices. Os dentes foram divididos em três grupos ($n = 45$): pino de fibra de vidro; pino de aço pré-fabricado; pino metálico fundido. Cada grupo foi dividido em três subgrupos ($n = 15$) de acordo com o comprimento do pino: 5,0 mm; 7,5 mm; 10,0 mm. Todos os dentes foram restaurados com coroas metálicas. A resistência à fratura (N) foi medida e os dados foram analisados com análises de variância bidirecionais, seguido do teste HSD de Tukey ($\alpha = 05$). Para todos os tipos de pino, a diminuição dos comprimentos resultou num aumento dos valores de micro tensões. Contudo, os pinos de fibra de vidro foram associados a menores aumentos quando comparados com pinos metálicos fundidos e pinos de aço pré-fabricados, os quais apresentaram valores de micro-tensões duas vezes maiores quando o comprimento do pino foi de 5,0 mm. As análises dos valores de resistência à fratura revelaram que o comprimento do pino foi estatisticamente significativo para os pinos de metal e não significativo para o pino de fibra de vidro. A análise do modo de fratura indicou que todos os grupos tendiam a

demonstrar fraturas radiculares em grupos restaurados com pinos de metal e fraturas de núcleo de resina em grupos restaurados com pinos de fibra de vidro.

Santos et al. (2010), testaram a hipótese de que os pinos de fibra poderiam levar a um menor risco de descimentação e menor risco de fraturas radiculares, devido ao baixo módulo de elasticidade. As análises de tensão foram realizadas com um modelo de elementos finitos tridimensional de um pré-molar restaurado com um pino metálico ou de fibra. Foram simuladas as condições de interface pino / cimento coladas e não coladas. Os índices de risco de fratura foram calculados, determinando os maiores valores de tensão principal divididos pela resistência à tração. As tensões de cisalhamento ao longo da interface pino / cimento foram analisadas para os modelos colados. Em conclusão, os autores ressaltaram que o menor módulo de elasticidade de um pino de fibra de vidro reduziu o risco de descimentação devido a menores tensões na interface pino / cimento. Quando a ligação pino / cimento falhou, as tensões radiculares no pino de fibra de vidro foram mais elevadas do que no modelo com o pino metálico fundido. No entanto, o modelo com o pino de fibra de vidro raiz ainda seria menos propenso a fratura, porque os riscos de fratura do núcleo em resina composta e o pino foram superiores aos da raiz.

Zicari et al. (2012) desenvolveram um estudo com oitenta pré-molares superiores extraídos, com ausência de cárie ou rachaduras radiculares, ausência de tratamentos endodônticos prévios, ou coroas e com dimensões semelhantes, os quais foram armazenados em cloramina a 0,5% em água a 4 ° C e utilizados dentro de 6 meses após a extração. Os dentes foram distribuídos entre 8 grupos experimentais de 10 espécimes cada e foram restaurados com pinos de fibra de diferentes comprimentos e cimentados com dois cimentos adesivos diferentes, afim de identificar os efeitos destes diferentes tratamentos na resistência à fratura após fadiga. Quatro por cento dos espécimes falharam durante a carga de fadiga. O comprimento do pino na raiz afetou a resistência à fratura. O resultado estatístico variou de acordo com a inclusão de espécimes falhadas durante a carga de fadiga. No entanto, o grupo controle sempre apresentou a menor resistência à fratura. O tipo de cimento adesivo não afetou a resistência à fratura. A prevalência de falhas não reparáveis foi observada em espécimes restaurados com os pinos mais longos, enquanto que os pinos mais curtos levaram a falhas mais reparáveis. Os autores concluíram que comprimentos

mais curtos dos pinos e a subsequente preservação de mais estrutura dentinária, podem reduzir a ocorrência de falhas catastróficas.

2.5 REMANESCENTE DENTINÁRIO NA RESTAURAÇÃO DE DENTES TRATADOS ENDODONTICAMENTE

Pesquisas têm sido realizadas ao longo dos anos a fim de compreender a influência da quantidade do remanescente coronário em diferentes sistemas restauradores pino-núcleo-coroa, na distribuição de tensões e na resistência à fratura dos dentes tratados endodonticamente.

Kishen, Kumar e Chen (2004), investigaram a perspectiva biomecânica da predição da fratura em dentes restaurados com pinos através da análise computacional por elementos finitos, experimental e fractografia. Os dois primeiros métodos foram utilizados para avaliar a distribuição de tensão na dentina estrutural. A fractografia foi conduzida utilizando-se microscopia à laser de varredura e microscopia eletrônica de varredura para examinar a topografia da dentina das espécimes fraturadas e dos dentes com pinos e núcleos clinicamente fraturados. Foi observado que a dentina interna demonstrou distintivamente altas tensões (deformações), enquanto a dentina superficial demonstrou altas tensões durante a carga de tração. Isso implica que a energia alimentada dentro do material enquanto é estendido, será propagada através do interior da dentina, e, há menor possibilidade de aumento local da tensão externamente, a qual pode levar ao fracasso da dentina estrutural. Quanto maior o desgaste no interior da dentina durante procedimentos restauradores pós – endodônticos maior será o comprometimento da resistência à fratura.

Akkayan (2004), comparou o efeito de 3 diferentes comprimentos de férulas sobre a resistência à fratura e os padrões de fratura de dentes endodonticamente tratados restaurados com 4 diferentes sistemas de pinos estéticos (fibra de quartzo, fibra de vidro, fibra de vidro mais zircônia e zircônia). Para tanto, as coroas de 123 caninos maxilares humanos foram removidas na junção cimento-esmalte e as raízes foram tratadas endodonticamente. Prepararam-se três modelos mestres com comprimentos de 1,0 mm, 1,5 mm e 2,0 mm para produzir 3 análogos principais. Cada raiz foi

incorporada em resina autopolimerizante com uma camada de 0,2 mm de material de impressão de silicone para simular o ligamento periodontal. Foram produzidos quarenta análogos de cada dente mestre, com comprimentos de fêrula de 1,0 mm, 1,5 mm e 2,0mm. Cada grupo foi ainda subdividido em 4 grupos de 10 espécimes cada um e restaurado com os diferentes sistemas de pinos. Todos os pinos foram revestidos com cimento de resinoso (RelyX ARC), núcleo de resina composta e coroas totais metálicas. Todos os espécimes foram carregados a 130 graus com o longo eixo até a fratura. Os padrões de fratura foram classificados como falhas acima ou abaixo do terço incisal das raízes. Os dentes preparados com fêrulas de 2,0 mm demonstraram limiares de fratura significativamente maiores ($P < 0,001$). Não houve diferenças significativas nos padrões de fratura. O aumento de 1 mm a 1,5 mm em espécimes restaurados com pinos de fibra de quartzo e fibra de vidro não produziu aumentos significativos nas cargas de falha ($p = 0,084$, $p = 0,119$, respectivamente). Nenhuma diferença significativa foi detectada entre os pinos de fibra de vidro e fibra de vidro mais zircônia com fêrulas de 1,5 mm e 2,0 mm ($P = 0,218$, $P = 0,244$, respectivamente). No entanto quando os espécimes foram preparados com um comprimento de fêrula de 2,0 mm, os limiares de fratura foram maiores para todos os 4 sistemas de pino ($P < 0,001$).

Tan *et al.* (2005), investigaram a resistência à carga estática de 50 incisivos centrais superiores intactos com distintas configurações e alturas de fêrula. Os dentes foram divididos em cinco grupos: 1 (CRN) - restaurados com coroa; 2 (RCT/CRN) - tratados endodonticamente e restaurados com uma coroa; 3 (2 FRL) - tratados endodonticamente restaurados com pino/núcleo metálicos e coroas instaladas com 2 mm de fêrula. 4 (0,5/2 FRL) - dentes tratados endodonticamente restaurados com pino/núcleo metálicos e coroas instaladas com fêrulas irregulares (2mm na vestibular e lingual e 0,5 mm nas proximais); 5 (0 FRL) - dentes tratados endodonticamente restaurados com pino/núcleo metálicos e coroas instaladas sem fêrula. Os resultados demonstraram diferenças significativas entre os grupos em relação à fratura média ($p < 0,0001$). A falta de fêrula produziu uma resistência à fratura significativamente menor em relação aos outros grupos. O grupo que possuía a fêrula uniforme de 2mm apresentou maior resistência à fratura do que o grupo com a fêrula irregular.

Considerando as vantagens de restaurações de cerâmica pura em sua biocompatibilidade e aspectos estéticos, um modelo de uma coroa cerâmica, livre de

metal de um molar posterior, foi produzida por De Jager, De Kler e Van Der Zil (2006), com tecnologia CAD- CAM e convertido para o programa tridimensional dos elementos finitos. O objetivo foi analisar a influência do módulo de elasticidade do núcleo na distribuição de tensões nestes casos. Os núcleos foram feitos de ouro, dióxido de zircônia e alumina. Após a aplicação de cargas de 665N, perpendicularmente à superfície oclusal, a distribuição de tensões, devido às influências combinadas de tensões de mordida, tensões residuais causadas pelas diferenças no coeficiente de expansão do material do núcleo e a influência da retração foram avaliados. Os autores concluíram que o material mais duro do núcleo, especialmente na coroa com núcleo de alumina não diminuem as tensões de tração na porcelana de revestimento. O núcleo de zircônia seria, neste caso, uma melhor opção sobre o núcleo de alumina, por ser uma combinação de um módulo de elasticidade não tão alto, com alta resistência.

Da Silva *et al.* (2010), considerando as controvérsias na literatura acerca da influência do remanescente coronário em dentes anteriores na resistência à fratura e a melhor opção de tratamento para esse dentes, propuseram um estudo para avaliar o efeito do pino, núcleo, tipo de coroa e a presença de férula, na deformação e o modo de fratura em dente. Para tanto, 180 incisivos bovinos foram selecionados, seccionados perpendicularmente variando a férula, tratados endodonticamente e restaurados, formando 12 grupos de acordo com as seguintes variáveis: com ou sem férula, pinos metálicos fundidos, pinos de fibra de vidro com núcleos em resina composta, pinos de fibra de vidro com núcleos reforçados com fibras, coroa cerâmica reforçada por alumina, coroa metálica. Os incisivos restaurados foram carregados com um ângulo de 135 graus e a deformação foi medida usando extensômetros colocados nas superfícies radiculares vestibular e proximal. Os espécimes foram posteriormente carregados até à fratura. Os resultados de resistência à deformação e fratura foram analisados por ANOVA de 3 vias e teste de Tukey da diferença honestamente significativa ($\alpha = 0,05$). A partir dos resultados obtidos neste estudo, os autores concluíram que a presença de férula é um fator determinante na distribuição de tensões e na resistência à fratura de incisivos tratados endodonticamente com coroas metálicas, independentemente do tipo de núcleo. Para restaurações de coroa metálica sem férula, os pinos metálicos fundidos apresentaram melhor desempenho biomecânico do que os pinos de fibra de vidro. Com relação ao comportamento

biomecânico, as restaurações cerâmicas reforçadas com alumina não foram influenciadas pelo tipo de núcleo. A presença de férula foi essencial para a utilização de pinos de fibra de vidro em combinação com as restaurações de coroa metálica. O núcleo não influenciou o comportamento biomecânico dos incisivos tratados endodonticamente com férula de 2,0 mm, independentemente do tipo de coroa.

Veríssimo *et al.* (2013), investigaram o comportamento mecânico de três modelos tridimensionais de incisivos centrais superiores, pelo método de elementos finitos. O primeiro foi gerado sem remanescente coronal, o segundo com remanescente de 1mm e o terceiro, com 2mm. Foram restaurados com pinos metálicos fundidos, pinos de fibra de vidro, combinados com coroas metálicas e coroas de cerâmica reforçadas por alumina. Os resultados foram avaliados usando o critério de Von Mises e tensão máxima Principal. Além da análise computacional, foi feito o teste laboratorial com 120 incisivos bovinos e divididos em 12 grupos, segundo às mesmas variáveis. As espécimes foram carregadas sob um ângulo de 135 graus até à fratura e as tensões foram avaliadas estatisticamente por meio de 3-way ANOVA e teste de Tukey. Os resultados demonstraram que as coroas cerâmicas reforçadas com alumina e as coroas metálicas, associadas com pinos de fibra de vidro mostraram uma distribuição de tensões mais homogênea no interior da raiz. O pino metálico concentrou altas tensões na interface pino-dentina. A análise de ANOVA 3-way para os dados de micro deformação na face vestibular indicou que o fator remanescente coronário ($p=0,002$) e a interação entre coroa e remanescente ($p=0,11$) foram significantes. Os fatores isolados, coroa ($p=0,433$) e retentor ($p=0,133$), a interação entre dois fatores, coroa e retentor ($p=0,588$), retentor e remanescente ($p=0,052$) bem como a interação entre os três fatores ($p=0,069$) não foram estatisticamente significantes. A presença de 2 mm de remanescente coronal melhorou o comportamento mecânico dos incisivos superiores tratados endodonticamente. Os dentes restaurados com pinos de fibra de vidro exibiram fraturas mais favoráveis.

Com o objetivo de avaliar a influência do sistema de pino, do comprimento do pino e da altura da férula, no comportamento biomecânico de dentes anteriores tratados endodonticamente, Santos Filho *et al.* (2014), realizaram um estudo por meio de testes laboratoriais e análise de elementos finitos tridimensionais. Foram selecionados 80 incisivos bovinos e divididos em 8 grupos de tratamento ($n = 10$) com ausência de férula e 2,0 mm de férula, restaurados com pino de fibra de vidro ou pino metálico

fundido de 10,0 e 5,0 mm de comprimento. Os espécimes foram carregados com um ângulo de 135°, e a deformação foi medida. Os espécimes foram posteriormente carregados até a fratura. Modelos tridimensionais de incisivo central superior foram gerados com as mesmas variações de tratamento utilizadas em testes laboratoriais. Cada modelo foi submetido a 100 N de cargas oblíquas. Os resultados foram avaliados pelo critério de von Mises. Os autores observaram que a férula foi o fator de determinação da resistência à fratura e padrão de fratura. Na ausência de férula, o uso de pinos de fibra de vidro representam uma escolha conservadora do ponto de vista dos padrões de fratura ocorridos. O comprimento de 7 mm para pinos metálicos fundidos produziu altas taxas de fraturas radiculares. A análise de elementos finitos mostrou que o pino de fibra de vidro apresentou uma distribuição de tensão homogênea, enquanto que o pino metálico mostrou concentração de tensão na dentina radicular. Concluiu-se que o comprimento do pino influenciou somente a distribuição da tensão no dente restaurado com pino metálico. Os grupos de férulas sempre apresentaram distribuição de tensão e resistência à fratura mais satisfatórias.

Amaral *et al.* (2015), com o objetivo de avaliar clínica e radiograficamente o desempenho de dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos de fibra de carbono e coroas totais, realizaram um estudo clínico retrospectivo com 139 dentes após três anos de tratamento, considerando a quantidade de remanescente dental como a principal variável. O tipo de dente, e o material da coroa protética também foram avaliados. Os dentes foram agrupados de três formas: remanescente dental à nível da margem gengival (sem férula); remanescente dental localizado abaixo da metade da altura do preparo (férula pequena); remanescente dental localizado entre a metade ou um pouco mais da metade da altura do preparo (férula grande). Os resultados demonstraram que a quantidade de remanescente não foi um fator importante para a ocorrência de falhas. As falhas mais comuns em um intervalo de tempo curto são as lesões periapicais. Os prognósticos são mais favoráveis para dentes que anteriormente ao tratamento, apresentaram condições periapicais saudáveis e imagens radiográficas favoráveis quanto à obturação do canal radicular. Porém o sucesso do tratamento não pode ser relacionado diretamente ao fator tratamento/retratamento. As falhas, tais como, descimentação do pino, fratura dental ou lesões cariosas marginais não foram detectadas.

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar a distribuição de tensões e o deslocamento do incisivo central hígido e tratados endodonticamente, com 2mm de remanescente dentinário, restaurados com pinos de fibra de vidro, núcleo de resina composta, por meio da análise de elementos finitos, com os seguintes fatores em estudo:

(1) Profundidade dos Pinos de Fibra de Vidro em dois níveis:

- a. 5mm de profundidade
- b. 10mm de profundidade

(2) Diferentes Geometrias:

- a. Pino de Fibra de Vidro liso (PFVL)
- b. Pino de Fibra de Vidro serrilhado (PFVS)

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo foi realizado através da aplicação do Método de Elementos Finitos (MEF), em três etapas distintas: pré-processamento, processamento e pós-processamento.

4.1 PRÉ- PROCESSAMENTO

Nesta primeira etapa foi feita a modelagem geométrica, discretização das estruturas em um número finito de elementos, definição das propriedades mecânicas das diferentes estruturas que constituem o modelo, definição das condições de contorno e de carregamento.

4.1.1 Modelagem Geométrica

O modelo tridimensional do incisivo central superior hígido utilizado neste estudo foi extraído do banco de dados da Divisão de Tecnologias Tridimensionais (DT3D) do Centro de Tecnologia e Informação (CTI) Renato Archer, Campinas, SP, Brasil. O modelo foi criado através de escaneamentos realizados em um incisivo central superior por um Scanner de contato (MDX-40). Os arquivos com extensão do tipo STL (Stereolithography), obtidos em computador acoplado ao scanner foram exportados para o software (Rhinceros 3D 5.0, McNeel North America, Seattle, WA, USA), devido à melhor adaptação que este oferece das estruturas anatômicas. O ligamento periodontal foi simulado com 0,3mm de espessura e o modelo incluído em cilindro de resina acrílica, simulando estudos laboratoriais. (Figura 1).

A partir do modelo tridimensional do incisivo central hígido, foram simuladas as diferentes formas de tratamentos restauradores propostos neste estudo. Duas morfologias foram estudadas, a saber, pino de fibra de vidro liso (PFVL) e pino de fibra

de vidro serrilhado (PFVS). Cada pino foi inserido na raiz com profundidades de 5mm e 10mm, com um remanescente dentinário de 2mm de altura. Para tanto, foram também geradas as geometrias tridimensionais do pino de fibra de vidro White Post DC® n° 3 (FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil), de geometria lisa e o pino Refopost® n° 3 (Angelus, Ind. De Produtos Odontológicos, PR-Brasil), de geometria serrilhada, com suas respectivas medidas. Os pinos foram scaneados (Scanner de imagem MDX-40) e os arquivos exportados para o software Bio-CAD (Rhinceros 3D 5.0, McNeel North America, Seattle, WA, USA) (Figura 2). Todos os modelos CAD foram transportados para o formato tipo *.STEP .

Figura 1 – (B) Modelo CAD do dente hírido;

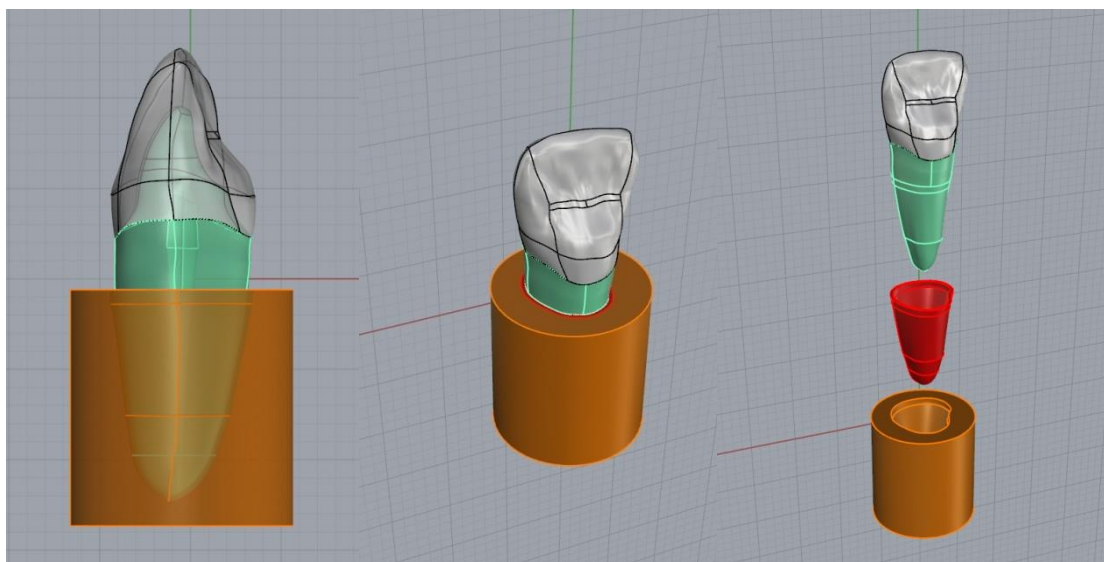
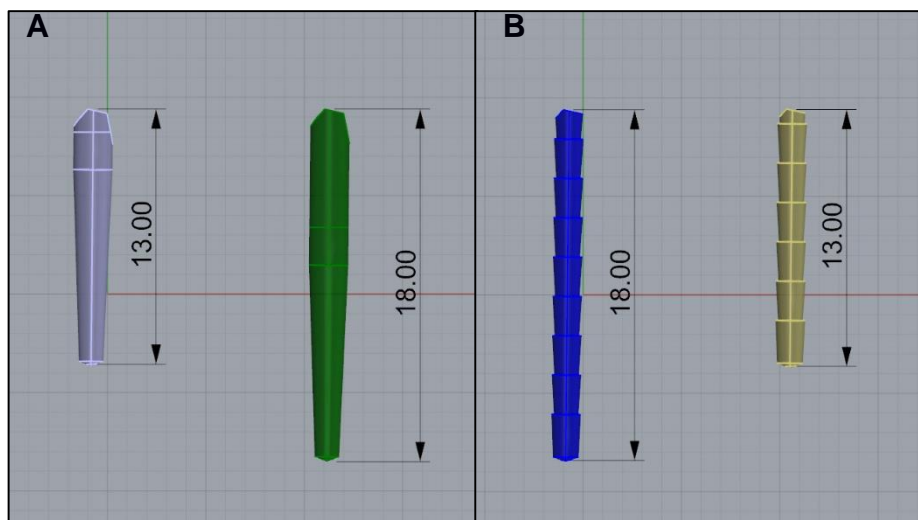


Figura 2. (A) Imagem CAD do pino de fibra de vidro White Post DC® n° 3; (B) Imagem CAD do pino Refopost® n° 3.



4.1.2 Criação da Malha de Elementos Finitos

Os arquivos *.STEP dos modelos gerados no software de Bio-CAD, foram importados para o software de pré-processamento (Femap 12; Velocity Series, Siemens PLM Software, USA), onde a malha de cada estrutura foi gerada empregando o elemento sólido tetraédrico parabólico de 10 nós (TET10). Neste tipo de elemento, portanto, há um maior número de graus de liberdade, para que a função de interpolação tenha maior grau e apresente uma resposta mais exata no campo das tensões. Cada nó tem a liberdade para mover-se com as três componentes de deslocamento. Assim, o elemento possui três graus de liberdade por nó. As imagens das estruturas discretizadas podem ser observadas na Figura 3. A quantidade de elementos e nós de cada modelo está descrita na tabela 1.

Figura 3. Características da malha nos modelos

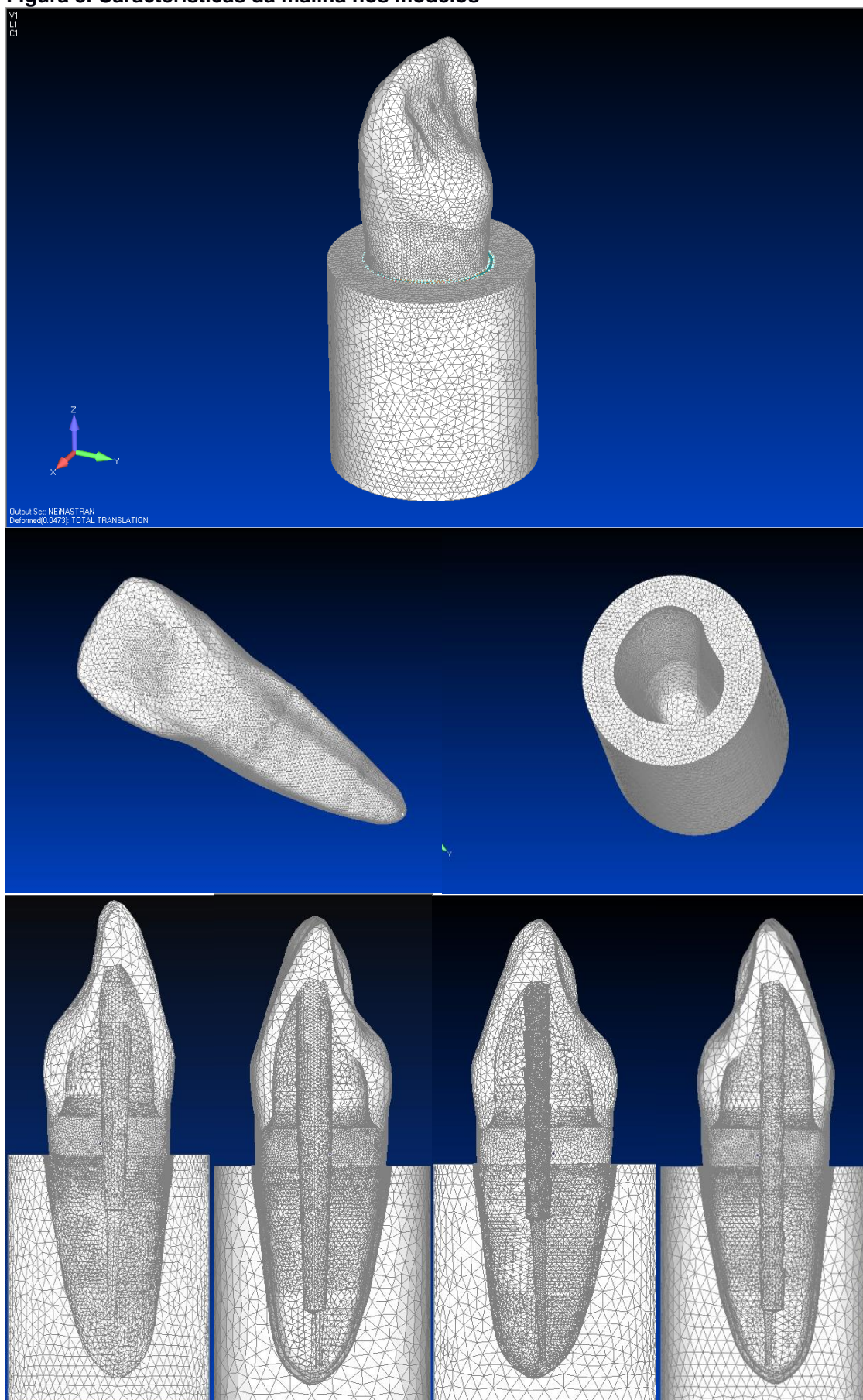


Tabela 1 - Número de elementos e nós dos modelos

Modelos	Elementos	Nós
Hígido	317522	4743303
PFVL5mm	346151	520522
PFVL10mm	353445	532044
PFVS5mm	521663	777543
PFVS10mm	425510	635471

4.1.3 Definição das Propriedades Mecânicas

Todos os materiais e estruturas, com exceção do pino de fibra de vidro, foram considerados isotrópicos (apresentam as mesmas propriedades mecânicas em qualquer direção), elásticos (capazes de retornar às dimensões originais após a retirada da aplicação da carga) lineares (suas deformações são linearmente proporcionais às forças aplicadas) e homogêneos (em uma direção, possuem as mesmas propriedades em qualquer ponto). O pino de fibra de vidro que foi considerado estrutura ortotrópica, ou seja, as propriedades são dependentes nas três direções mutuamente perpendiculares. As propriedades mecânicas foram obtidas por meio de revisão de literatura e estão descritas nas tabelas 2 e 3.

Tabela 2. Propriedades mecânicas das estruturas consideradas isotrópicas, lineares e homogêneas

Estrutura	Módulo de Elasticidade(E) em (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referência
Esmalte	84,1	0,33	Zarone et al., 2006
Dentina	18,0	0,31	Rees et al. 1994
Polpa	0,02	0,45	Soares et al., 2008
Resina Composta	15,8	0,24	Joshi et al., 2001
Resina Acrílica	13,5	0,31	Soares et al., 2008
Ligamento Periodontal	0,0689	0,45	Ko et al., 1992

Tabela 3 - Propriedades mecânicas do pino de fibra de vidro, como estrutura ortotrópica.

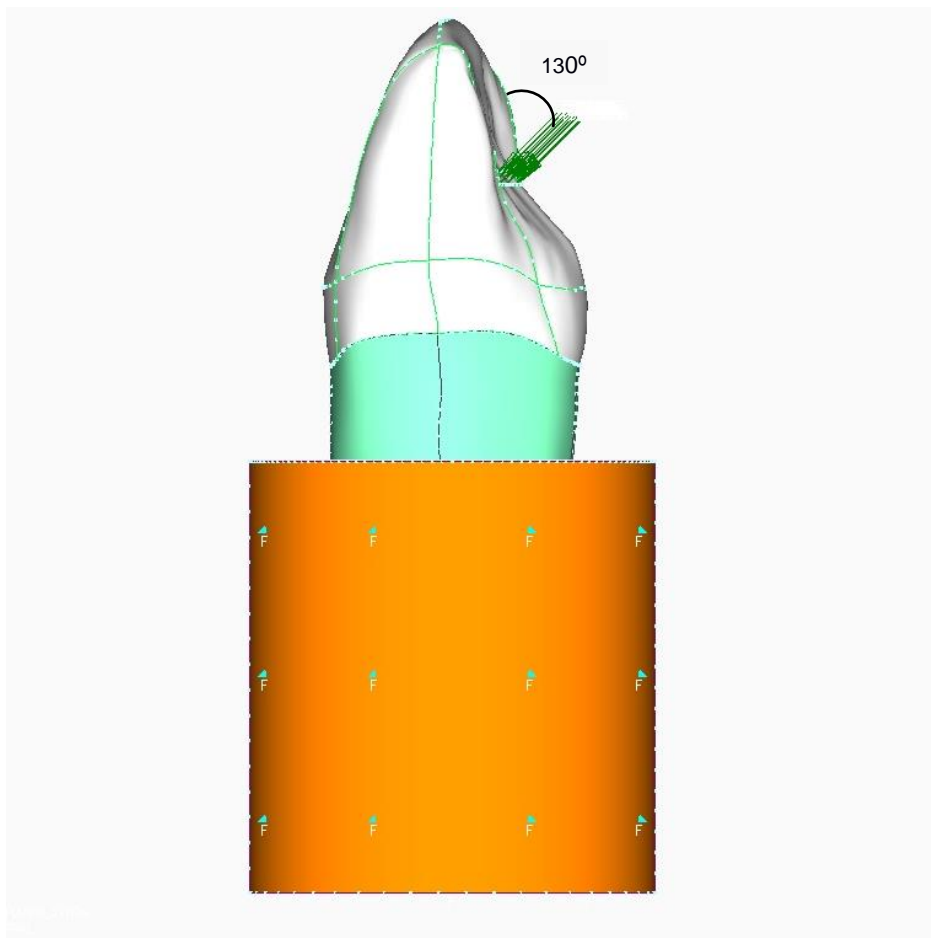
Propriedades	Pino de Fibra de Vidro
Ex (GPa)	37
Ey (GPa)	9,5
Ez (GPa)	9,5
η_{xy}	0,27
Hyz	0,27
η_{xz}	0,34
Gxy (GPa)	3,10
Gyz (GPa)	3,10
Gxz (GPa)	3,50

*Lanza et al., 2005.

4.1.4 Definição das condições de contorno

Para simular as condições clínicas reais, os contatos entre as estruturas foram criados, o cilindro (Figura 5) foi fixado nas laterais e na base e foi aplicada uma carga de 100N a 130°, com a superfície palatina dos modelos, simulando o contato interincisal (FREIRE et al., 2007), na região do nicho definida no modelo CAD. Os contatos entre as estruturas foram colados, a fim de simular cimentação clínica do pino no conduto radicular e da coroa total sobre o núcleo de preenchimento.

Figura 4 - Condições de contorno. Restrição do deslocamento do modelo representada pela letra "F". Aplicação da carga (100N) na superfície palatina.



4.2 PROCESSAMENTO

Para a geração da solução do modelo, os modelos foram exportados para o módulo de processamento do software (NeiNastran 64 bits Solver, NoranEngineering, USA). A análise foi estrutural linear e elástica, ou seja, as estruturas e materiais com carga deformam-se com pequenos deslocamentos e estão de acordo com a Lei de Hook, que afirma que a tensão é diretamente proporcional à deformação. A força aplicada é estática e constante, independentemente do tempo.

Após a resolução dos cálculos pelo software, os modelos foram novamente exportados para o módulo de pós-processamento do software (Femap v.10.2; Velocity Series, Siemens PLM Software, USA) para análise qualitativa das tensões e de coerência dos deslocamentos. Esta análise foi realizada empregando os critérios

de falha de von Mises e de Tensão Máxima Principal através de uma escala de cores. O critério de von Mises é um critério de falha que demonstra a transmissão de energia da estrutura através da combinação dos componentes das tensões normais (tração e compressão) e de cisalhamento, em uma única tensão equivalente. A tensão máxima principal demonstra o campo das tensões de tração (cores quentes ou positivas) e de compressão (cores frias ou negativas).

4.3 PÓS-PROCESSAMENTO OU ANÁLISE DOS RESULTADOS

A análise de coerência do padrão de deslocamento (*Total Translation*), mostraram-se viáveis e coerentes para a visualização dos resultados. O menor deslocamento observado foi no modelo com o pino serrilhado de 10mm. Os valores dos deslocamentos em cada modelo estão descritos na tabela 4.

As tensões geradas no modelo hígido mostram-se uniformemente distribuídas em toda a dentina radicular. As tensões tendem a se concentrar mais na superfície externa da raiz. (Figura 5). Na área da superfície onde a força é aplicada observa-se pelo critério de von Mises, a área mais solicitada, criando uma faixa vermelha na face palatina da coroa (Figura 6).

O comportamento de distribuição de tensões pelo critério de tensão máxima principal, na dentina, para os modelos com os pinos de fibra de vidro, foram similares ao dente hígido, formando uma área de tração na porção palatina oposta à compressão na porção vestibular. Porém, em relação a estas áreas mais solicitadas da dentina, observou-se uma tensão de tração maior nos modelos com os pinos serrilhados em comparação aos outros modelos.

Para a análise das tensões nos pinos, a escala foi alterada para 0 à 4 MPa. Uma área um pouco mais solicitada foi a região de fixação do cilindro, onde há uma tendência de impedimento da movimentação do pino, como região de apoio. Nos pinos lisos verificou-se um padrão contínuo e homogêneo de distribuição ao longo do pino. Por outro lado, nos pinos serrilhados, este padrão mostra-se concentrado entre os degraus. Além disso, na análise pelo critério de von Mises verificou-se um aumento significativo nas tensões no pino serrilhado.

Em relação à diferentes profundidades dos pinos, quanto maior o comprimento, maior foi a área de distribuição das tensões. No PFVS10, na análise de tensão máxima principal, as tensões mostraram-se mais distribuídas ao longo do pino, comparadas ao PFVS5, onde as tensões concentraram-se mais na região cervical.

A distribuição de tensões nos modelos com pinos de fibra de vidro, nos dois critérios analisados, podem ser observadas nas figuras de 7 a 13.

Tabela 4. Deslocamentos nos modelos

DENTE HÍGIDO	0,0473mm
PFVL5mm	0,0459mm
PFVL10mm	0,0458mm
PFVS5mm	0,0512mm
PFVS10mm	0,0116mm

Figura 5. Resultados da análise de tensões do dente hígido pelo critério de tensão máxima principal.

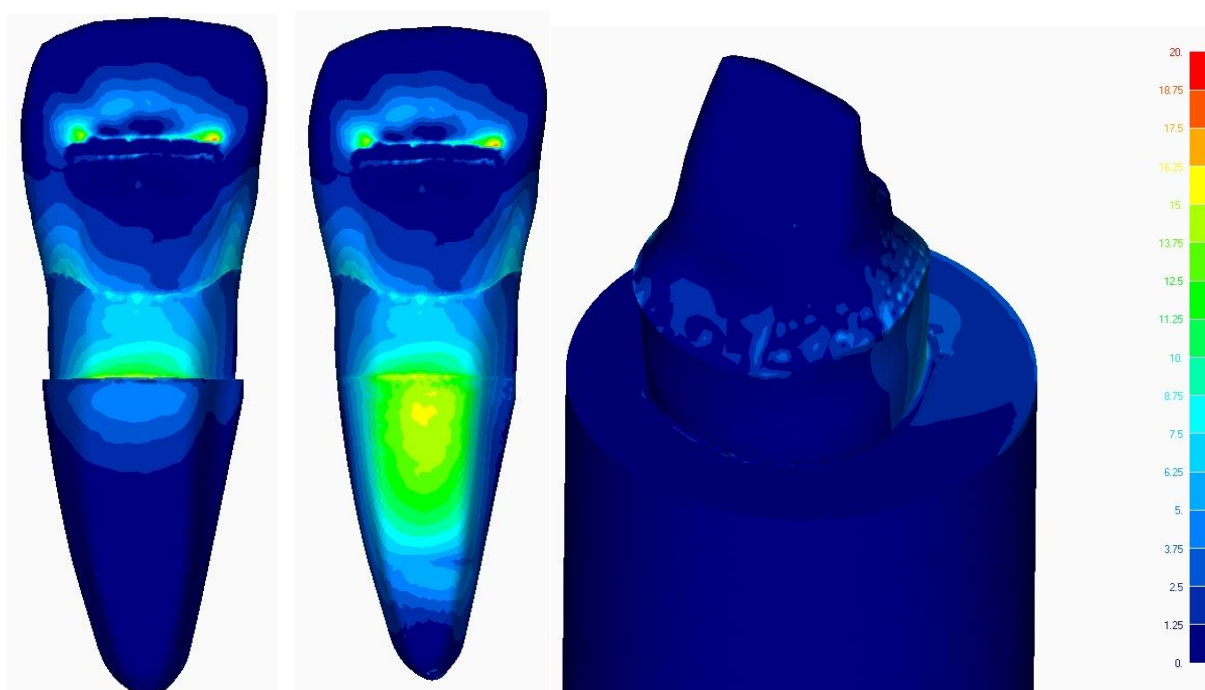


Figura 6. Resultados da análise de tensões do dente hígido pelo critério de von Mises.

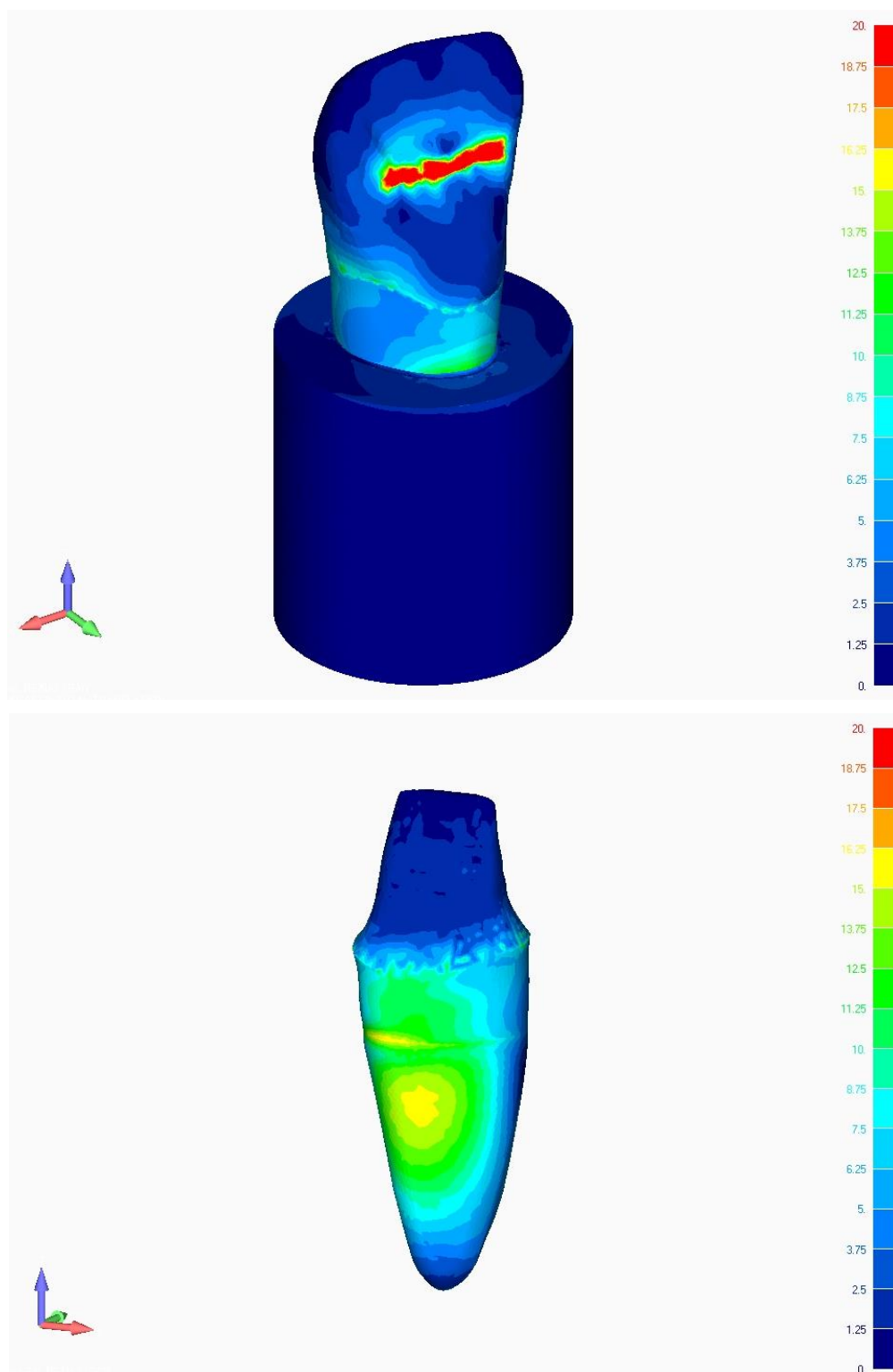


Figura 7. Análise de tensões pelo critério de tensão máxima principal. (A) Modelo PFVL5; (B) PFVL10.

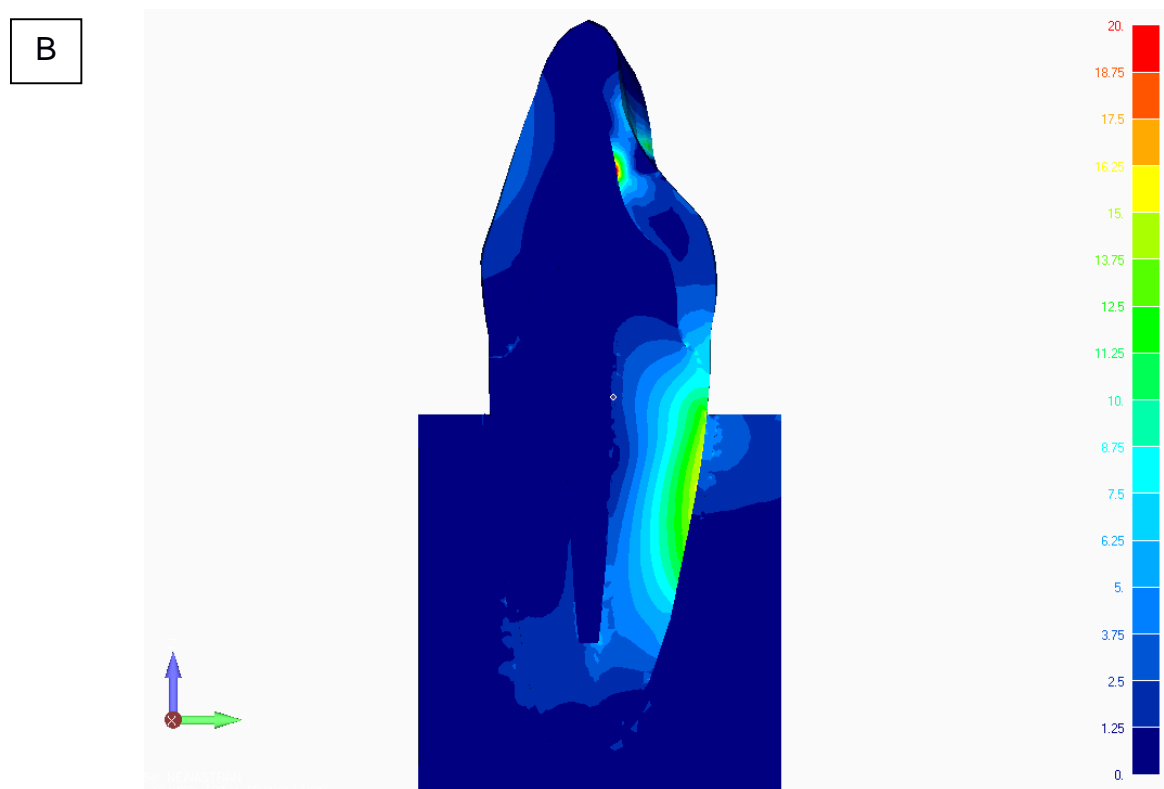
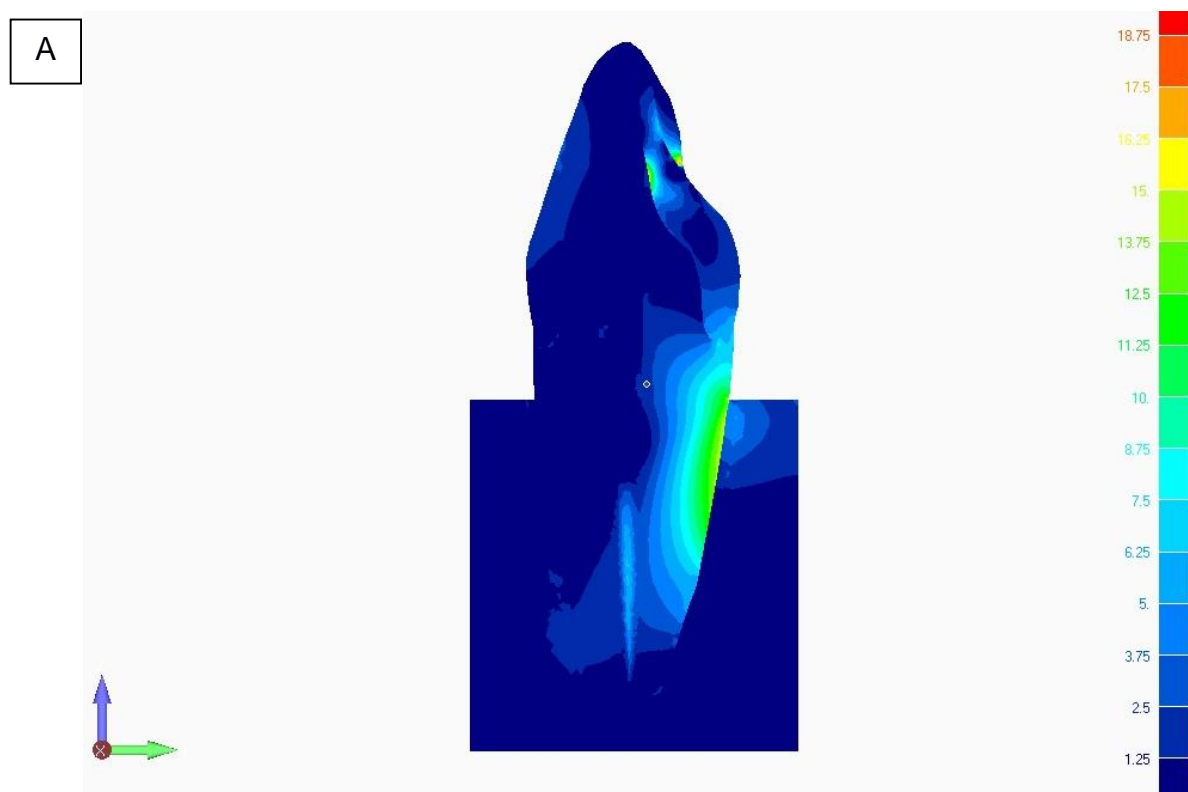


Figura 8. Análise de tensões pelo critério de tensão máxima principal. (A) Modelo PFVS5; (B) PFVS10.

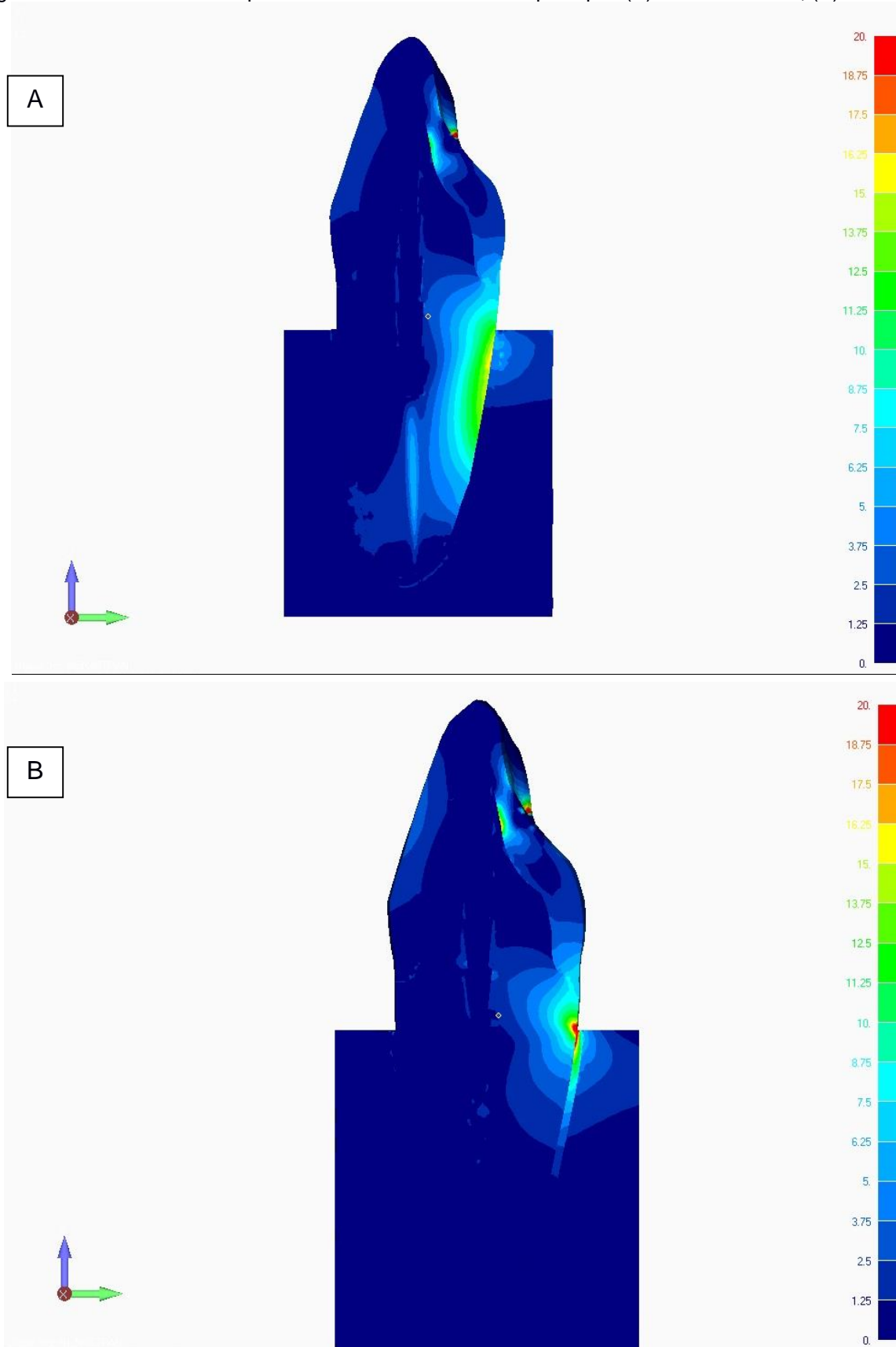


Figura 9. Análise de tensões pelo critério de von Mises. (A) Modelo PFVL5; (B) PFVL10

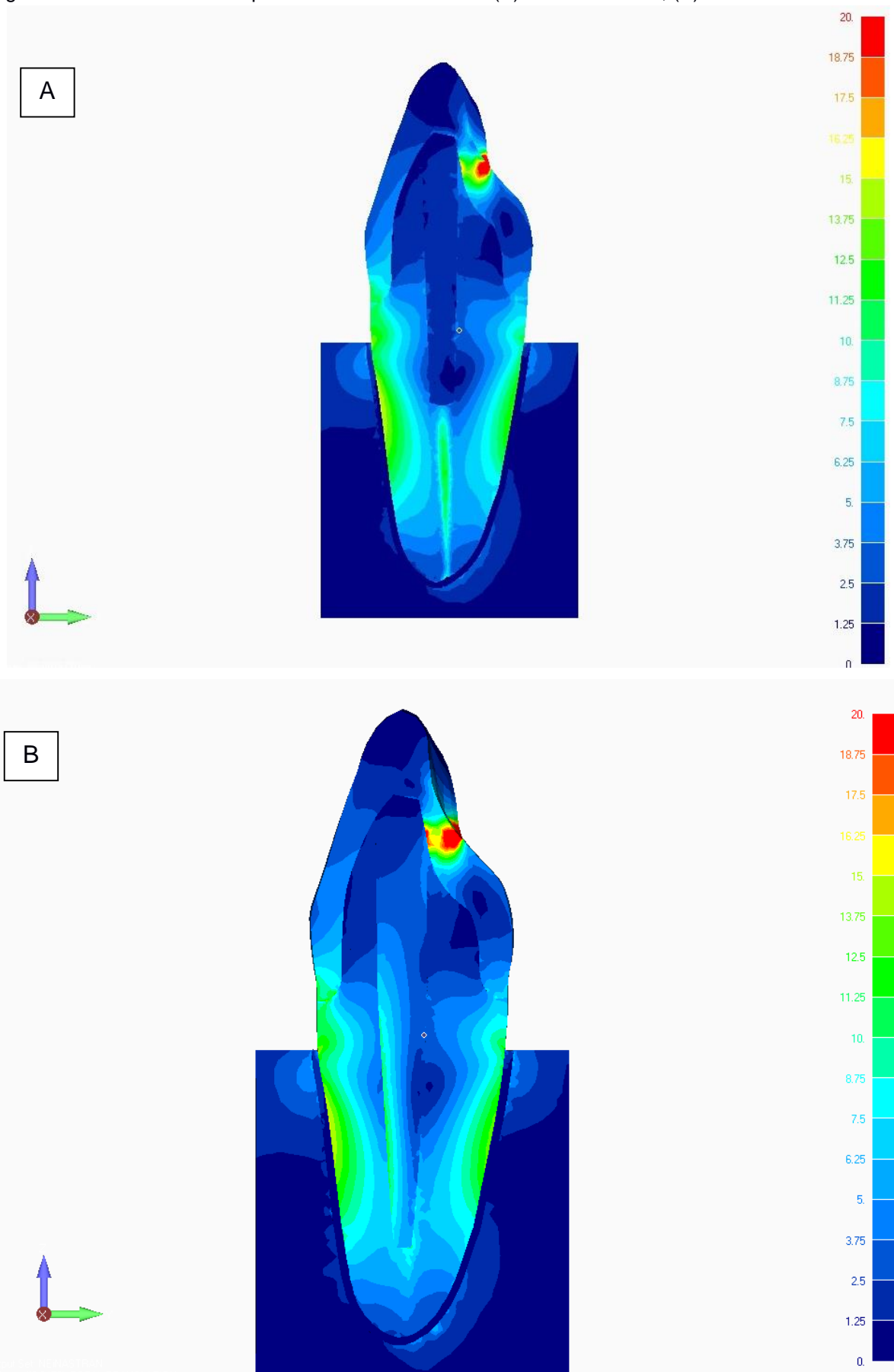


Figura 10. Análise de tensões pelo critério de von Mises. (A) Modelo PFVS5; (B) PFVS10

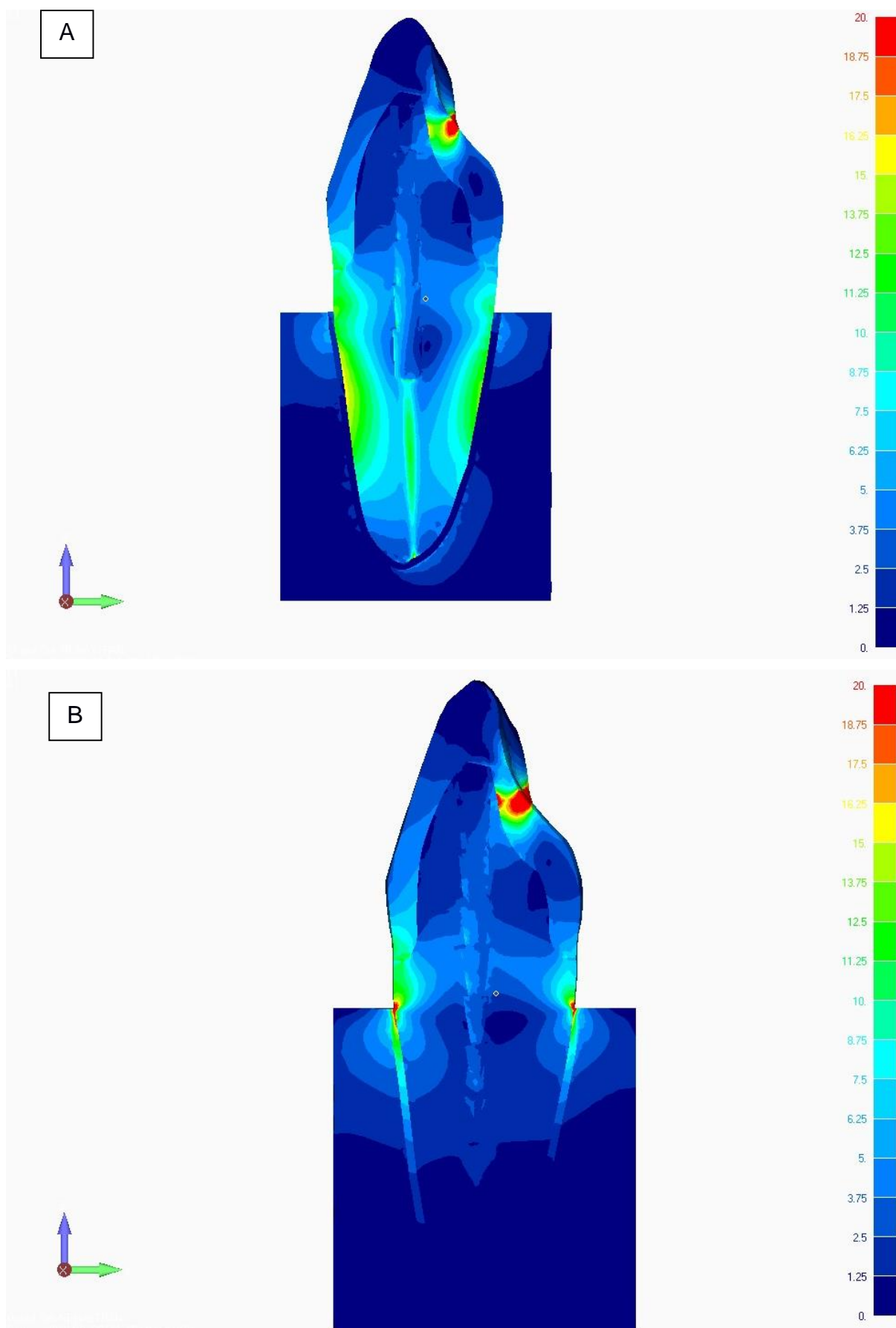


Figura 11. Análise de tensões nos pinos de fibra vidro pelo critério de tensão máxima principal. (A) Modelo PFVL5; (B) PFVL10; (C) PFVS5; (D) PFVS10.

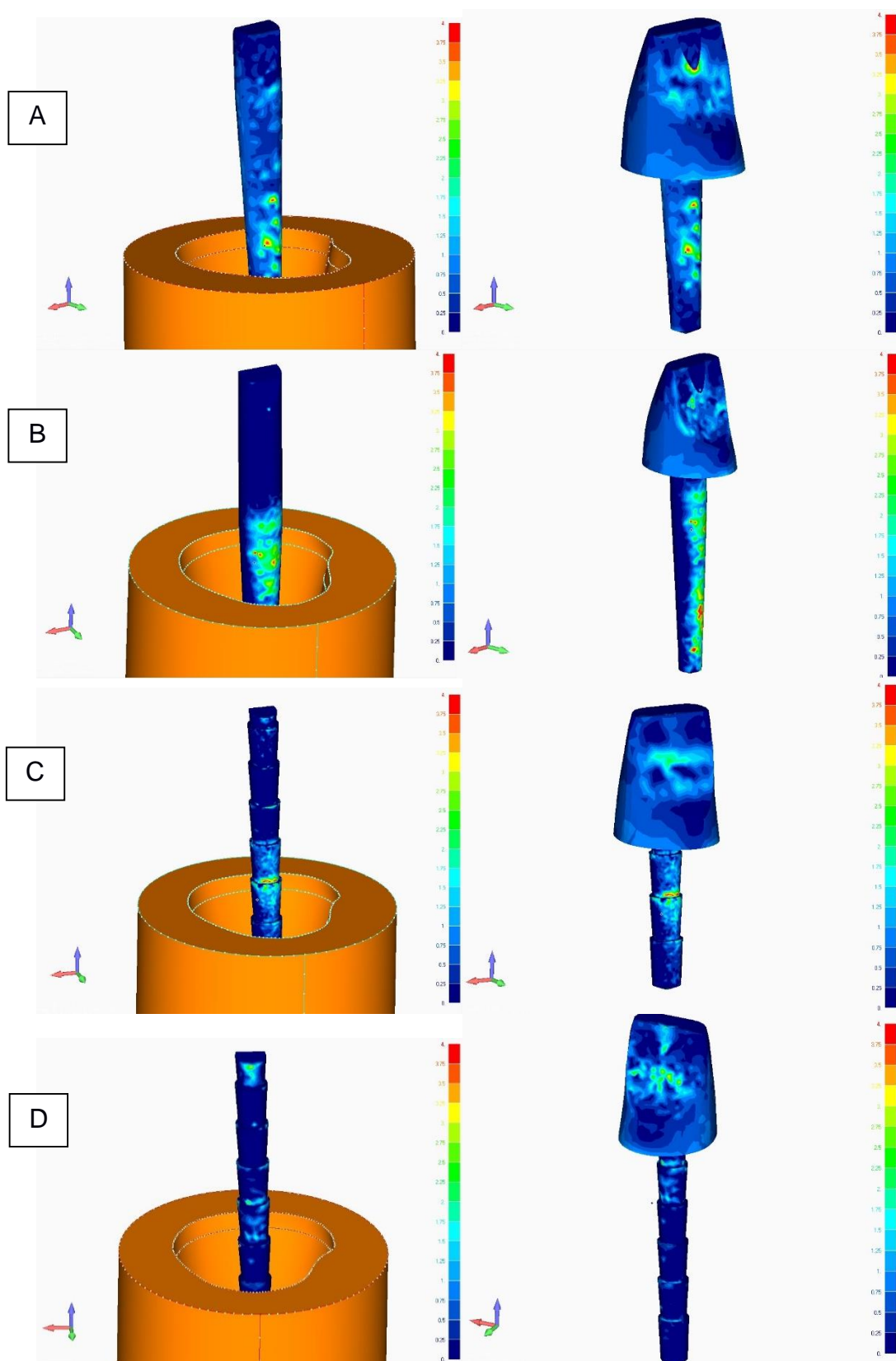


Figura 12. Análise de tensões nos pinos de fibra vidro pelo critério de von Mises. (A) Modelo PFVL5; (B) PFVL10.

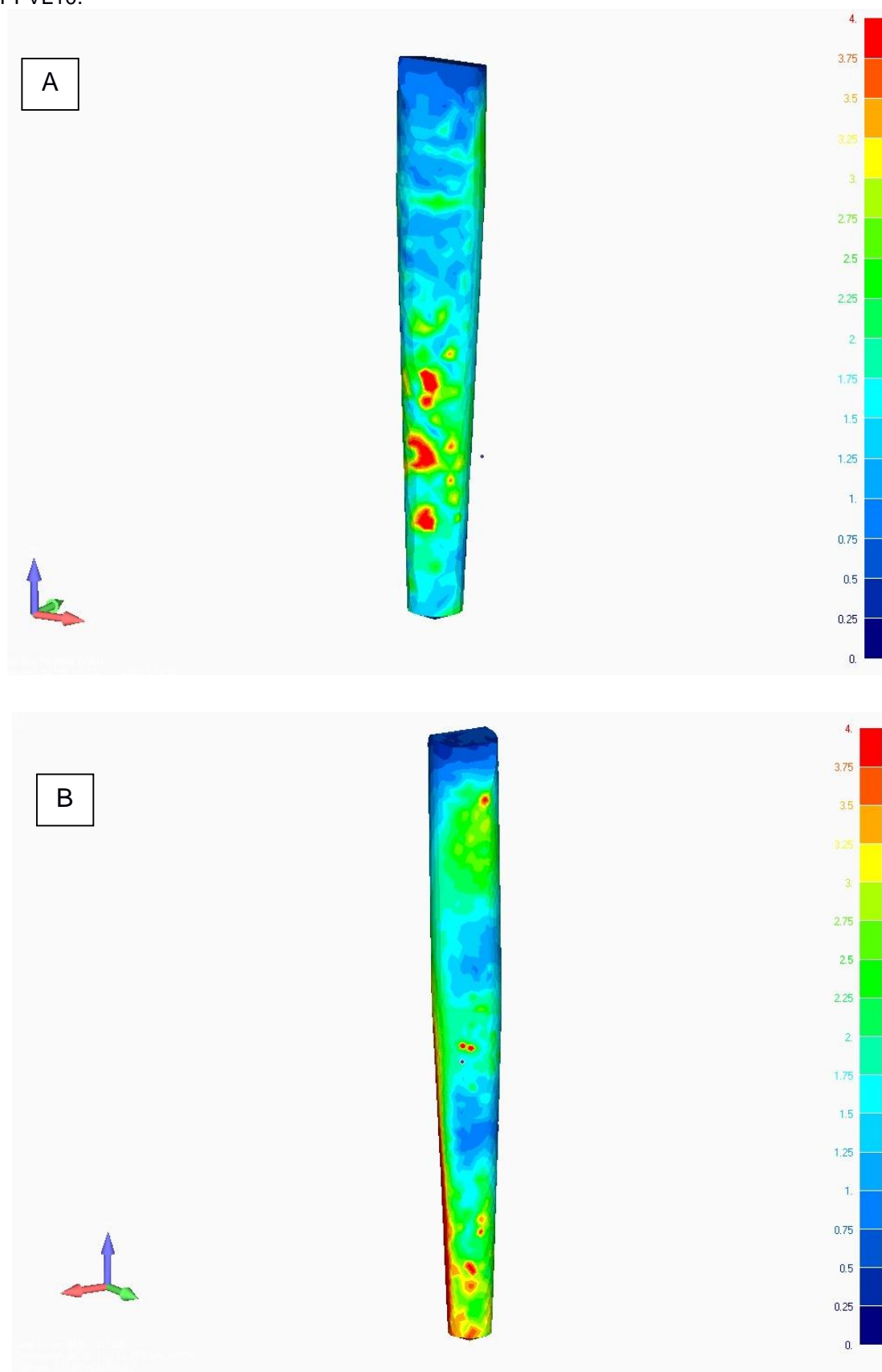
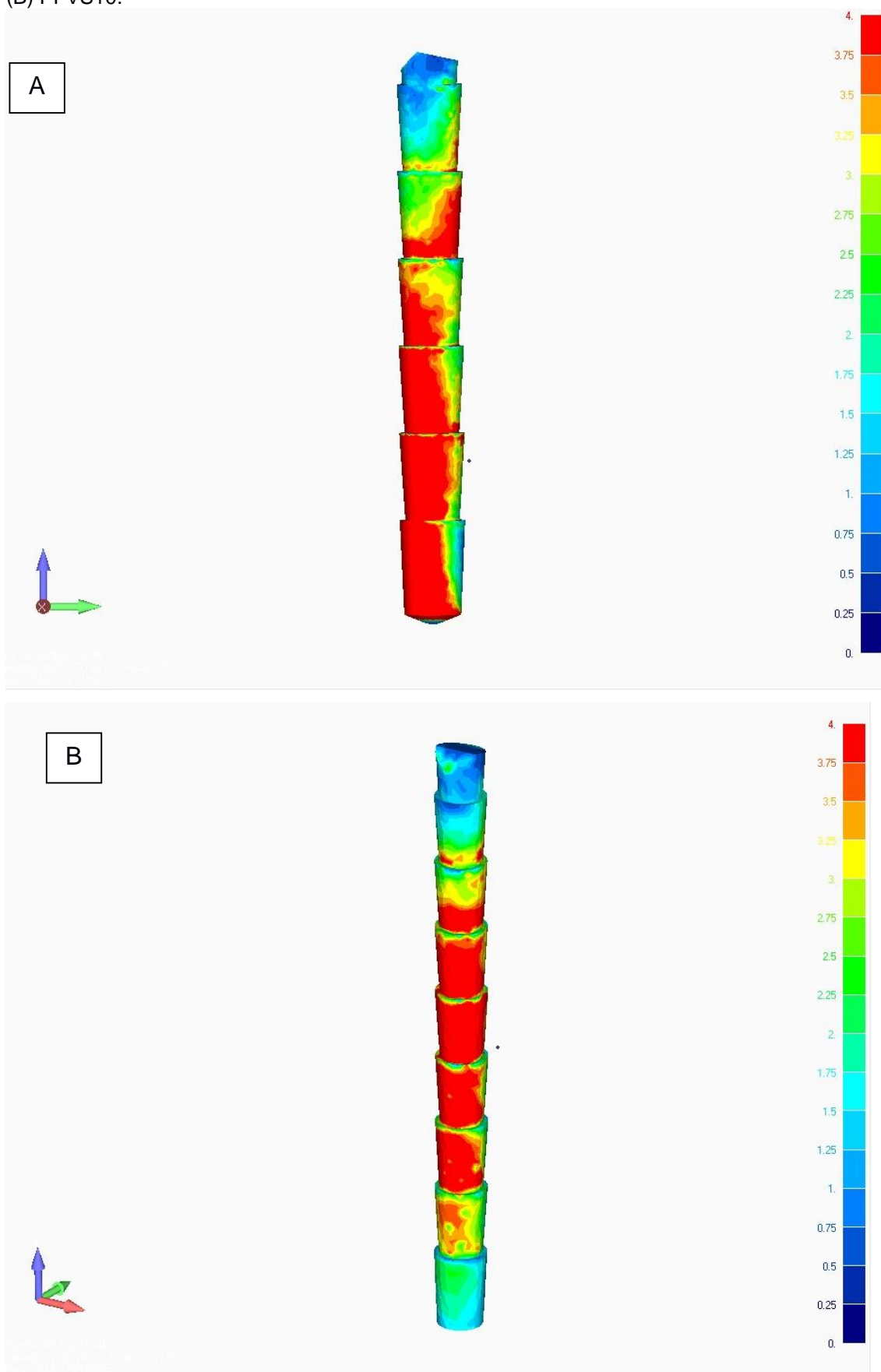


Figura 13. Análise de tensões nos pinos de fibra vidro pelo critério de von Mises. (A) Modelo PFVS5; (B) PFVS10.



5 DISCUSSÃO

A partir de um modelo de um incisivo central hígido, o presente estudo foi desenvolvido para avaliar o efeito da geometria e do comprimento de pinos de fibra de vidro na biomecânica desses dentes. Os pinos de fibra são eficazes para suportar cargas compressivas, como no caso de restaurações de dentes posteriores. No entanto, quando carregado transversalmente, como no caso de incisivos, o comportamento mecânico dos pinos deve ser cuidadosamente considerado. No complexo sistema pino-restauração, a distribuição de tensão dentro da estrutura é multiaxial, não uniforme e depende da magnitude e direção das cargas externas aplicadas. O tipo de carga externa, a geometria da estrutura e as tensões residuais são algumas das causas da distribuição da tensão multiaxial (HEYDECKE; BUTZ; STRUB, 2001, SORRENTINO *et al.*, 2007).

A análise do comportamento mecânico de materiais e estruturas, pelo método de elementos finitos (MEF) facilita a investigação de suas distribuições internas de tensões. (HUYSMANS; VAN DER VARST, 1993). Por causa da complexidade das estruturas envolvidas a análise tridimensional é mais indicada pois produz modelos mais realísticos com maior fidelidade dos resultados encontrados (SORRENTINO *et al.*, 2007; BARRETO, 2011; POIATE *et al.*, 2011). A geometria do incisivo central foi simplificada, a fim de torná-lo mais ágil na resolução dos cálculos matemáticos. Alguns estudos simularam o osso cortical e osso medular (ALBUQUERQUE, 2003; SANTOS *et al.*, 2010; FERREIRA, 2016;), porém, neste estudo o modelo foi incluído em cilindro de resina acrílica por ser de geometria simplificada, facilmente reproduzível e garantir repetitividade, além da previsibilidade de validação em modelos experimentais, consolidados em trabalhos como o de Soares *et al.* (2005), Veríssimo *et al.* (2013) e Santos Filho *et al.* (2014). Este cilindro que simula as condições da raiz no osso, foi fixado, como nos trabalhos citados, a fim de evitar que os resultados pudessem ser influenciados por deslocamentos dos modelos.

Os valores utilizados para as propriedades mecânicas dos materiais e das estruturas biológicas foram os encontrados em maior frequência nos trabalhos científicos. Os modelos restaurados com pinos de fibra de vidro utilizaram o módulo de elasticidade do próprio esmalte como a hipótese para a coroa protética, por ser o maior módulo de

elasticidade dentre as estruturas (84GPa) (ZARONE *et al*, 2006), e, o fato de representar a coroa com um material cerâmico não faz com que esta estrutura torne-se menos rígida que a dentina. No caso da coroa protética, um material de características similares deve ser utilizado clinicamente como, por exemplo, uma coroa de e-max (GPa 95) (IPS e-max System – Ivoclar vivadent technical, 2009). Por ser uma análise qualitativa comparativa, com foco nos pinos de fibra de vidro, proporcionalmente não há alteração no campo de tensão. A linha de cimentação nos modelos, bem como o cimento, não foram considerados por serem muito finos, levando a uma quantidade muito grande de elementos, o que poderia causar perturbação no campo de tensão e deformação por ação de estruturas tão pequenas, na presença de estruturas tão maiores.

Em relação ao remanescente dentinário inserido nos modelos, optou-se pela altura de 2mm, baseado em estudos que demonstram que a maior quantidade de porção coronária remanescente melhora o comportamento biomecânico dos dentes tratados endodonticamente (AKKAYAN, 2004; DA SILVA *et al*, 2010). Este fato foi confirmado por Ribeiro (2008), que, através da análise tridimensional pelo MEF, observou que a presença de remanescente dentinário na porção coronária (2mm), em modelos restaurados com pinos de fibra de vidro, apresentaram uma redução de tensões na interface dente/restauração.

Quando um corpo ou estrutura é submetido a uma aplicação de carga, as tensões irão se concentrar na estrutura com maior módulo de elasticidade. (ZARONE *et al*, 2006). No caso de pinos metálicos, a rigidez promove restrição do deslocamento do dente, e, as tensões tendem a se concentrar na interface pino-cimento, ou seja, no interior da raiz. (VERÍSSIMO *et al*, 2013, SANTOS FILHO *et al*, 2014). Supõe-se que o maior índice de fraturas em raízes restauradas com pinos metálicos quando comparadas a pinos não-metálicos deva-se a este fato, como demonstrado em estudos *in vitro* e clínicos (MANNOCCI; SHERRIFF; WATSON, 2001; NAUMAN *et al*, 2005). No presente estudo, a distribuição das tensões na dentina radicular, nos modelos restaurados com pinos de fibra de vidro, mostraram-se similares à do dente hígido, assim como as encontradas em outras análises (JOSHI *et al*, 2001; VERÍSSIMO *et al*, 2013, SANTOS FILHO *et al*, 2014). Isto pode ser justificado pelo baixo módulo de elasticidade similar ao da dentina, permitindo deformação do complexo restaurador

semelhante ao do dente hígido, dissipando as tensões ao longo de todas as estruturas do dente restaurado.

Considerando os questionamentos relacionados à extensão do pino durante a seleção do tratamento restaurador, este estudo analisou a distribuição das tensões e o deslocamento nos diferentes comprimentos em duas geometrias diferentes para os pinos de fibra de vidro. Diversos estudos têm sugerido que, quando o comprimento do pino é igual ou maior ao comprimento da coroa, as taxas de sucesso são maiores, porém essa conclusão se refere aos pinos metálicos (ABDULLAH; MOHAMED; THAYER, 1974; STANDLEE et. al., 1980). Santos Filho *et al.* (2008) observaram que a diminuição dos comprimentos dos pinos resultou em valores de tensões aumentados. Contudo, as análises dos valores de resistência à fratura deste estudo, revelaram que o comprimento do pino foi estatisticamente significativo para os pinos de metal e não significativo para o pino de fibra de vidro. Além disso, a análise do modo de fratura indicou que todos os grupos tendiam a demonstrar fraturas radiculares em grupos restaurados com pinos de metal e fraturas de núcleo de resina em grupos restaurados com pinos de fibra de vidro. Os resultados foram justificados pelos autores pelo alto módulo de elasticidade dos pinos metálicos, os quais não seguem os movimentos de flexão naturais do dente, aumentando a tensão nas interfaces. Kaya e Ergum (2013), também avaliaram experimentalmente o efeito de diferentes materiais e comprimentos de pinos sobre a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e concluíram que o aumento da profundidade dos pinos de fibra de vidro, não foi capaz de aumentar a resistência desses dentes.

Em análises pelo MEF, como as deste estudo, a relação direta das tensões com a resistência à fratura não deve ser realizada, porém, as áreas de maiores concentrações de tensão podem ser observadas, o que proporciona uma maior previsibilidade do melhor comportamento biomecânico entre os sistemas dente-restauração avaliados. O estudo computacional de Santos Filho *et al.* (2014), simulou, dentre outras variáveis, a restauração de um incisivo central superior com pino metálico e pino de fibra de vidro cônico e liso, em profundidades de 7mm e 12mm. Os resultados demonstraram que a diminuição da extensão do retentor se mostrou mais deletéria para o NMF, onde as tensões tenderam a se concentrar no interior do canal radicular em menor extensão, no terço cervical, enquanto que o PFV, com presença de remanescente coronário não teve seu padrão de distribuição de tensões

influenciado pela extensão do retentor. No presente estudo, apesar da similaridade no padrão de distribuição para esse tipo de PFV, nas profundidades de 10mm, as tensões mostraram-se melhor distribuídas ao longo do pino, comparadas aos de 5mm. As tensões tenderam- se a concentrar próximas à área cervical, devido ao apoio da dentina na superfície plana do cilindro, sugerindo que comprimentos maiores resultam em comportamentos mecânicos melhores devido a uma maior área de transmissão das tensões.

Ainda que alguns estudos tenham avaliado o comportamento biomecânico dos pinos de fibra de vidro em relação à forma (ALBUQUERQUE et al., 2003; RIBEIRO, 2008), estes ainda são escassos, variando, em sua maioria, o tipo de material utilizado. O estudo apresentado aqui, analisou uma geometria utilizada clinicamente e pouco analisada em pesquisas, que é o pino serrilhado, comparando-o com um liso, sendo ambos de fibra de vidro. Quando comparamos os pinos serrilhado e liso de 5mm de profundidade, observamos que o pino serrilhado apresentou uma região de falha bem específica, com tensões concentradas num degrau específico, pois esta descontinuidade geométrica normalmente funciona como um concentrador de tensões. No pino liso, por outro lado, houve uma distribuição mais homogênea das tensões. Da mesma forma, as tensões distribuídas na dentina nos modelos de pino liso são menores e melhor distribuídas. Observou-se também que o modelo restaurado com o pino serrilhado de 10mm apresentou um padrão diferenciado de distribuição de tensões na dentina, com uma faixa concentrada na parte externa da dentina radicular, mais próxima a área cervical, com diminuição de tensões em direção à apical. Isto pode-se ser explicado ao maior imbricamento mecânico produzido pela maior quantidade de degraus na geometria do pino, e, conseqüentemente, maior rigidez na região próxima ao núcleo, que passou a ter uma resistência maior, somada à resistência produzida da férula.

A análise do deslocamento dental também pôde ser realizada neste estudo. Os resultados apresentaram deslocamentos bem próximos nos modelos PFVL5mm, PFVL10mm e PFVS5mm, enquanto que o modelo PFVS10mm apresentou um deslocamento bem menor, na faixa de 0,0116. Ribeiro (2008), também avaliou o deslocamento em modelos restaurados com pinos, em três grupos distintos (núcleo metálico fundido- NMF, pino de fibra de vidro serrilhado- PFV, e pino de zircônia liso- PZ), todos com a mesma profundidade, de modo que um remanescente de material

obturador de 5 mm (guta-percha) permanecesse na região apical. O autor observou que dentre as situações clínicas propostas, o grupo com NMF apresentou o menor deslocamento, seguido dos grupos PFV e PZ. Este fato foi justificado pela configuração geométrica do NMF, que ocupa um volume maior na raiz dental quando comparado aos pinos pré-fabricados, aumentando assim, sua ancoragem, favorecendo uma distribuição mais homogênea de tensão e restringindo seu deslocamento. No caso do estudo aqui apresentado, a maior quantidade de degraus no pino serrilhado de maior profundidade, também pode ter promovido um ganho maior de superfície contra o escorregamento.

A análise tridimensional feita pelo Método de Elementos Finitos permitiu avaliar o deslocamento apresentado nos diferentes modelos, a tensão máxima principal, caracterizada pelo comportamento de compressão e tração e a tensão de von Mises. Porém algumas limitações neste estudo podem ser observadas. A força mastigatória, a anatomia dos tecidos dentários e das estruturas de suporte variam de indivíduo para indivíduo, indicando a complexidade do comportamento biomecânico do conjunto dente- restauração. A carga foi estática, enquanto que na cavidade bucal, as falhas normalmente ocorrem devido à fadiga mecânica. Houve uma simplificação do modelo com relação à isotropia das estruturas, com exceção do pino de fibra de vidro, homogeneidade e linearidade da análise.

6 CONCLUSÕES

Baseado na análise tridimensional de simulação computacional pelo Método de Elementos Finitos realizada neste estudo, pode-se concluir que:

- A) Os dentes restaurados com pinos de fibra de vidro, núcleo de resina composta e coroa total, apresentaram um padrão de distribuição de tensões semelhantes à do dente hígido.
- b) O pino de fibra de vidro liso apresentou uma distribuição de tensões homogênea, enquanto que o pino serrilhado apresentou uma concentração de tensão na interface da geometria serrilhada.
- c) Os modelos restaurados com pinos de fibra de vidro de comprimentos maiores resultaram em uma distribuição de tensões mais uniforme e com uma maior área de distribuição
- d) O pino de fibra de vidro de geometria serrilhado, em maior profundidade, influencia na redução do deslocamento do modelo.
- e) É necessário que haja um bom senso na escolha do melhor complexo restaurador pelos profissionais, que devem considerar o comportamento biomecânico das estruturas com as diferentes técnicas e materiais restauradores. Análises in vitro e in vivo devem ser realizadas para confirmar a validade clínica dos dados fornecidos pelas simulações 3D do presente estudo.

REFERÊNCIAS

- ALVES FILHO, A. **Elementos finitos**: a base da tecnologia CAE. 6. ed. São Paulo: Érica, 2013, 283p.
- ABDULLAH S. I., MOHAMMED H., THAYER, K. E. Restoration of endodontically treated teeth. a review. **J Can Dent Assoc**, Canadá, v.40, n.4, p.300-3, 1974.
- ADANIR, N.; BELLI, S. Evaluation of different post lengths' effect on fracture resistance of a glass fiber post system. **European Journal of Dentistry**, India, v. 2, n. 1, p. 23–28, 2008.
- AKKAYAN, B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber- reinforced and zirconia dowel systems . **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 92, n. 2, p. 155–62, 2004.
- ALBUQUERQUE, R. et al. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 30, n. 9, p. 936–943, 2003.
- ALLEY, B.S., et al. A comparison of survival of teeth following endodontic treatment performed by general dentists or by specialists. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod** , St. Louis, v. 98, p. 115-118, 2004.
- AMARAL, M. et al. A 3-Year retrospective evaluation of the clinical performance of fiber posts. **Brazilian Dental Journal**, Ribeirão Preto, v. 26, n. 6, p. 619–623, 2015.
- ANDRADE A. P., et al. Influence of topography and surface treatment in fiber glass posts retention when cemented with a dual cure resin cement. **Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo**, São Paulo, v.18, n.2, p. 117-22, 2006
- ANUSAVICE, K. J. **Materiais dentários**. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.
- ARI, H.; YASAR, E.; BELLI, S. Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin. **J. Endod. C**, v. 29, n. 4, p. 248-251, 2004.
- ASSIF, D.; GORFIL, C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 71, n 6, p. 565-567, 1994.
- DA SILVA, N. R. et al. The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 104, n. 5, p. 306–317, 2010.

DE JAGER, N.; DE KLER, M.; VAN DER ZEL, J. M. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. **Dental Materials**, Copenhagen, v. 22, n. 3, p. 234–242, 2006.

DIETSCHI, D. et al. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). **Quintessence International** . Germany, v. 39, n. 2, p. 117–129, 2008.

DURET, M. R. ; DURET, F. “New concept of corono- radicular reconstruction: the composipost (1),” **Le Chirurgien- Dentiste de France**. Paris, v.60, n.540, p. 131–141, 1990.

FERRARI, M. et al. Non-linear viscoelastic finite element analysis of the effect of the length of glass fiber posts on the biomechanical behaviour of directly restored incisors and surrounding alveolar bone. **Dental Materials Journal**, Japan, v. 27, n. 4, p. 485–498, 2008.

FREIRE, S. M. et al. Relationship between dental size and normal occlusion in brazilian patients. **Braz. Dent. J., Ribeirão Preto**, v. 18, n. 3, p. 253-247, 2007.

HELPER, A. R.; MELNICK, S.; SCHILDER, H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology**, St. Louis, v. 34, n. 4, p. 661–670, 1972.

HEYDECKE, G.; BUTZ, F.; STRUB, J. R. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. **Journal of Dentistry**, England, v. 29, n. 6, p. 427–433, 2001.

HUANG, T. G.; SCHILDER, H.; NATHANSON, D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. **J. Endod.** Baltimore, v. 18, n. 5, p. 209–215, 1992.

HUYSMANS, M. C.; VAN DER VARST, P. G. Finite element analysis of quasistatic and fatigue of post and cores. **Journal of Dentistry**. England, v. 21, p. 57–64, 1993

JOSHI, S. et al. Mechanical performance of endodontically treated teeth. **Finite Elements in Analysis and Design**, Netherlands, v. 37, p.587–601, 2001.

KAYA, B. M.; ERGUN, G. The effect of post length and core material on root fracture with respect to different post materials. **Acta odontologica Scandinavica**, v. 71, n. 5, p. 1063–70, 2013.

KISHEN, A.; KUMAR, G. V; CHEN, N. v -N. Stress-strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in postcore restored teeth. **Dental Traumatology**, Copenhagen, v. 20, n. 2, p. 90–100, 2004.

KO, C. C. et al. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 68, n. 3, p. 421-427, 1992.

LANZA et al. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. **Dent Mater**, v.21, p.709-15, 2005.

LOTTI, R. S. et al. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v. 11, n. 2, p. 35–43, 2006.

MCKERRACHER, P.W. Rational restoration of endodontically treated teeth. Principles, techniques, and materials. **Aust Dent J**. Sidney, v. 26, n.4, p.205-8, 1981.

MANNOCCI, F.; SHERRIFF, M.; WATSON, T. F. Three-point bending test of fiber posts. **J. Endod.**, Baltimore, v. 27, n. 12, p. 758-761, 2001.

MASSA, F.; DIAS, C.; BLOS, C. E. Resistance to fracture of mandibular premolars restored using post-and-core systems. **Quintessence International**. Germany, v.41, n. 1, p. 49–57, 2010.

MELCONIAN, M. V. **Modelagem numérica e computacional com similitude e elementos finitos: equação preditiva geral para o cálculo da força de retenção em freios de estampagem**. SÃO PAULO: Blucher, 2014. 120p.

MORGANO, S. M. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. **J Prosthet Dent.**, St. Louis, v. 75, n 4, p.375-80, 1996

NAUMAN, M. et al. Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years-an observational clinical study. **Journal of Dentistry**. England, v. 33, n. 4, p. 305-12, 2005.

PEREIRA, J. R. et al. Influence of intraradicular post and crown ferrule on the fracture strength of endodontically treated teeth. **Braz Dent J.**, Ribeirão Preto, v. 20, n.4, p.297-302, 2009.

PLOTINO, G. et al. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. **Dental Materials**, Copenhagen, v. 23, n. 9, p. 1129–1135, 2007.

REES, J. S. et al. The elastic modulus of dentine determined by static and dynamic methods. **Clin Mater**, v.17, n. 1, p.11-5, 1994.

RIBEIRO, J. P. F. São Paulo 2008. **Análise tridimensional pelo método de elementos finitos do comportamento biomecânico do incisivo central superior hígido e restaurado com coroa cerâmica utilizando diferentes retentores intraradiculares**. 2008. 173p. Tese (Doutorado em Odontologia: Área de Concentração: Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

SANTOS, A. F. V. et al. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? **Journal of Dental Research**, Washington, v. 89, n. 6, p. 587–591, 2010.

SANTOS-FILHO, P. C. F. et al. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. **International Endodontic Journal**, England, v. 41, n. 6, p. 493–501, 2008.

SANTOS-FILHO, P. C. F. et al. Influence of ferrule, post system, and length on biomechanical behavior of endodontically treated anterior teeth. **Journal of Endodontics**, v. 40, n. 1, p. 119–123, 2014.

SETZER, F. C.; KIM, S. Comparison of long-term survival of implants and endodontically treated teeth. **Journal of dental research**, v. 93, n. 1, p. 19–26, 2014.

SOARES, C.J. et al. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Braz Oral Res.**, v. 19, n. 1, p.11-6, 2005.

SOARES, C. J. et al. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 33, n. 5, p. 603–606, 2007.

SOARES, C. J. et al. The Influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 34, n. 8, p. 1015–1019, 2008.

SCREEDEVI, S. et al. An In vitro study on the effects of post-core design and ferrule on the fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. **Journal of International Oral Health**, India, v. 7, n. 8, p. 37–41, 2015.

SORENSEN, J. A.; MARTINOFF, J. T. Clinically significant factors in dowel design. **J. Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 52, n. 1, p. 28–35, 1984.

SORENSEN J. A.; ENGELMAN, M. J. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 63, n. 5, p. 529-36,1990.

SORRENTINO, R. et al. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with diferent post, core and crown materials. **Dental Materials**, Copenhagen, v. 23, n. 8, p. 983–993, 2007.

STANDLEE, J. P., et al. The retention and stress distributing properties of a threaded endodontic dowel. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 44, n. 4,p.398-404, 1980.

TAN, P.L, et al. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. **J Prosthet Dent**. St. Louis, V. 93,n.4, p.331-6. 66, 2005.

TANG, W.; WU, Y.; SMALES, R. J. Identifying and Reducing Risks for Potential Fractures in Endodontically Treated Teeth. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.36, n. 4, p. 609–617, 2010.

TIDMARSH, B. Restauration of endodontically treated posterior teeth. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 2, n. 12, p. 374– 375, 1976.

TROPE, M, et al. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. **Endod Dent Traumatol**, Copenhagen, v. 1, n.3, p.108-11, 1985.

VERÍSSIMO, C. et al. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. **J. Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 111, n. 3, p. 234–246, 2013.

YANG, H. S. et al. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 85, n. 6, p. 558–567, 2001.

ZARONE, F. et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. **Dent. Mater.**, Washington, v. 22, p. 1035-1044, 2006.

ZHI-YUE, L.; YU-XING, Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. **J Prosthet Dent.**, St. Louis, v.89, p.368-73, 2003

ZHOU, L.; WANG, Q. Comparison of fracture resistance between cast posts and fiber posts: A meta-analysis of literature. **Journal of Endodontics**, Batimore, v. 39, n. 1, p. 11–15, 2013.

ZICARI, F. et al. Effect of fibre post length and adhesive strategy on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading. **Journal of Dentistry**, England, v. 40, n. 4, p. 312–321, 2012.

APÊNDICE A

ARTIGO (VERSÃO EM PORTUGUÊS)

Título: Influência do comprimento e geometria de pinos de fibra de vidro no comportamento biomecânico de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente: uma análise pelo método de elementos finitos

Hosana Aída Silva Melo¹, Selva Maria Gonçalves Guerra², Pedro Yoshito Noritomi³, Henrique Takashildogava⁴

¹Mestranda do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, Brasil.

² Departamento de Prótese Dentária, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, Brasil.

³ Engenheiro Mecânico, Pesquisador, Renato Archer Centro de Tecnologia da Informação, Ministério da Ciência e Tecnologia, Campinas, São Paulo, Brasil.

⁴ Engenheiro Mecânico, Pesquisador, Renato Archer Centro de Tecnologia da Informação, Ministério da Ciência e Tecnologia, Campinas, São Paulo, Brasil.

Artigo Original

Palavras-chave: Dente não vital; Análise do Estresse Dentário; Análise de Elementos Finitos; Técnica para Retentor Intrarradicular.

*Correspondência:

Hosana Aída Silva Melo

Rua da Aldeia

29165-150 – Serra – ES – Brasil

E-mail: hosanasm@hotmail.com

Influência do comprimento e geometria de pinos de fibra de vidro no comportamento biomecânico de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente: uma análise pelo método de elementos finitos

RESUMO

Objetivo: Avaliar a influência dos pinos de fibra de vidro, com diferentes comprimentos e geometria, sobre o comportamento biomecânico de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente.

Materiais e Métodos: Uma análise tridimensional pelo método de elementos finitos foi realizada. As diferentes formas de tratamento foram simuladas a partir do modelo computacional tridimensional de um incisivo superior hígido, a saber: Pinos de Fibra de Vidro (PFV) lisos (L), PFV serrilhados (S), com profundidades de 5 mm e 10 mm. Uma carga de 100 N foi aplicada a 130° com a superfície palatina. Os resultados foram avaliados pelo deslocamento dos modelos, critério de falha de von Mises e de tensão máxima principal.

Resultados: Os modelos PFVL 5 mm, PFVL 10 mm e PFVS 5 mm apresentaram um deslocamento na faixa de 0,0458 mm a 0,512 mm, enquanto no modelo PFVS 10 mm, este deslocamento foi de 0,0116. O pino de fibra de vidro liso apresentou uma distribuição homogênea de tensões, enquanto o pino serrilhado apresentou uma concentração de tensão na interface da geometria serrilhada. O padrão de distribuição nos modelos de pinos de fibra de vidro foi similar ao do dente hígido, porém, os modelos restaurados com pinos de comprimentos maiores resultaram em um gradiente de tensões mais uniforme e com uma maior área de distribuição.

Conclusões: A análise indicou que o pino de fibra de vidro de geometria serrilhada, em maior profundidade, proporciona uma redução do deslocamento do modelo. Além disso, a geometria do pino de fibra de vidro influencia a concentração de tensões ao

longo do pino. O aumento da profundidade desses pinos aumenta a área de distribuição das tensões, de maneira que elas fiquem mais homogêneas.

Palavras-chave: Dente não vital; Análise do Estresse Dentário; Análise de Elementos Finitos; Técnica para Retentor Intrarradicular.

Significância Clínica:

O entendimento do comportamento biomecânico na reabilitação dos dentes tratados endodonticamente leva a melhores prognósticos no que diz respeito à resistência à fratura desses dentes.

INTRODUÇÃO

A reabilitação de dentes tratados endodonticamente representa um desafio para a odontologia e é alvo de pesquisas que buscam compreender as propriedades físicas, químicas e biomecânicas existentes entre dentes vitais e não vitais e, assim, indicar um complexo restaurador que seja esteticamente aceitável, com adequada função clínica e longevidade. Alterações biomecânicas, decorrentes da terapia endodôntica e dos preparos corono-radulares durante os procedimentos restauradores, são apontadas como fatores capazes de diminuir a resistência à fratura desses dentes. Entretanto, é consensual que a longevidade do dente restaurado depende, principalmente, da quantidade de estrutura dental remanescente e da eficiência do procedimento restaurador utilizado para substituir a integridade estrutural perdida.¹⁻⁴

Para dentes com extensa perda estrutural, os pinos de fibra de vidro têm sido considerados como uma alternativa aos retentores metálicos. Eles apresentam vantagens como a adesão à estrutura dental e ao material de preenchimento, módulo de elasticidade próximo ao dente natural, resistência à corrosão, facilidade de

remoção com brocas e solventes e o fato de permitirem um preparo mais conservador do dente.⁵ Estudos têm demonstrado que fatores como comprimento e o formato do pino podem influenciar o comportamento biomecânico dos dentes restaurados e, conseqüentemente, alterar o prognóstico do tratamento.⁶⁻⁷

Pesquisas com diferentes metodologias têm sido empregadas a fim de avaliar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente; porém, por meio do Método de Elementos Finitos qualquer material ou estrutura dento-maxilofacial pode ser modelada e os esforços, analisados. Uma de suas principais vantagens consiste no fato de poder controlar qualquer variável relacionada ao experimento, facilitando a análise dos resultados.⁸

Este estudo tem como objetivo buscar informações que auxiliem na compreensão sobre o efeito do comprimento e a geometria dos pinos de fibra de vidro sobre o comportamento biomecânico de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente. Para tanto, os dentes serão restaurados com pinos de fibra de vidro, núcleo de resina composta e coroa total, simulando diferentes situações clínicas, para avaliar, pelo MEF, a distribuição dos campos de tensões gerados nas estruturas dentais e nos pinos durante a função mastigatória.

MATERIAIS E MÉTODOS

Quatro modelos tridimensionais foram criados a partir de um modelo de um incisivo central hígido extraído do banco de dados da Divisão de Tecnologias Tridimensionais (DT3D) do Centro de Tecnologia e Informação (CTI) Renato Archer, Campinas, SP, Brasil. O modelo foi criado por meio de escaneamentos realizados em um incisivo central superior hígido por um scanner de contato (MDX-40). Os arquivos com extensão do tipo STL (Stereolithography), obtidos em computador acoplado ao

scanner, foram exportados para o software (Rhinoceros 3D 5.0, McNeel North America, Seattle, WA, USA), em razão da melhor adaptação das estruturas anatômicas que este oferece. O ligamento periodontal foi simulado com 0,3 mm de espessura, e o modelo foi incluído em cilindro de resina acrílica, simulando condições de estudos laboratoriais (Fig.1).

Foram simuladas as diferentes formas de tratamentos restauradores propostos neste estudo. Duas morfologias foram estudadas, a saber, pino de fibra de vidro liso (PFVL) e pino de fibra de vidro serrilhado (PFVS). Cada pino foi inserido na raiz com profundidades de 5 mm e 10 mm, com um remanescente dentinário de 2 mm de altura. Para isso, foram também geradas as geometrias tridimensionais do pino de fibra de vidro White Post DC® n° 3 (FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil), de geometria lisa, e o pino Refopost® n° 3 (Angelus, Ind. de Produtos Odontológicos, PR-Brasil), de geometria serrilhada, com suas respectivas medidas. Os pinos foram escaneados (Scanner de imagem MDX-40), e os arquivos foram exportados para o software Bio-CAD (Rhinoceros 3D 5.0, McNeel North America, Seattle, WA, USA) (Fig. 2). Todos os modelos CAD foram transportados para o formato tipo *.STEP.

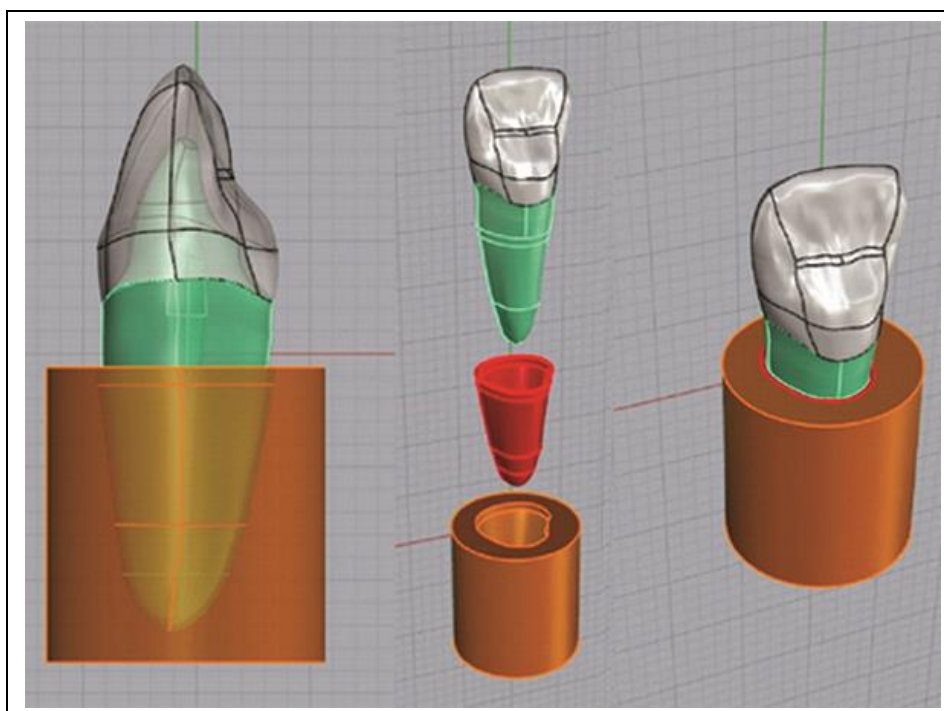


Fig. 1: Modelo CAD do dente hírido

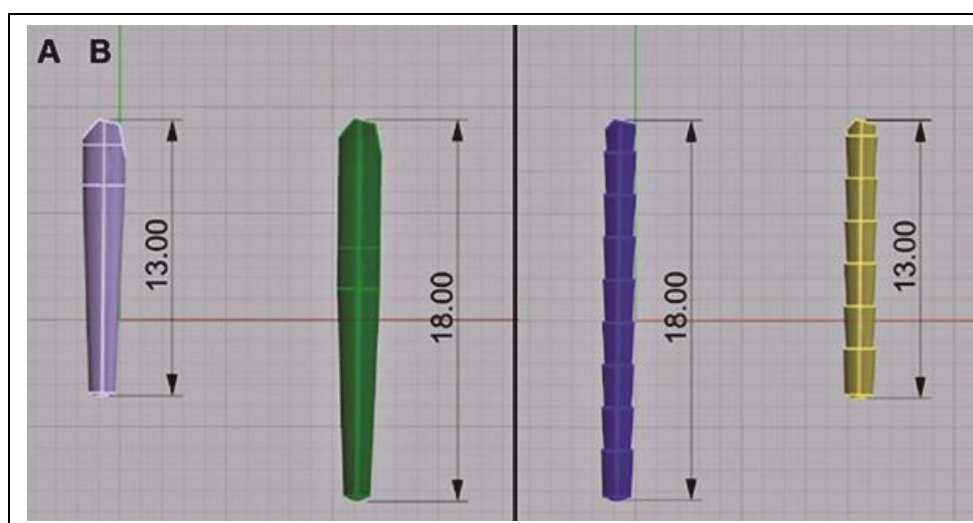


Fig. 2: (A) Imagem CAD do pino de fibra de vidro White Post DC® nº 3; (B) Imagem CAD do pino Refopost® nº 3

Os arquivos *.STEP dos modelos gerados no software de Bio-CAD foram importados para o software de pré-processamento (Femap 12; Velocity Series, Siemens PLM Software, USA), em que a malha de cada estrutura foi gerada (Fig. 3) empregando-se o elemento sólido tetraédrico parabólico de 10 nós (TET10). A

quantidade de elementos e nós de cada modelo está descrita na Tabela 1. Todos os materiais e estruturas, com exceção do pino de fibra de vidro, foram considerados: isotrópicos (apresentam as mesmas propriedades mecânicas em qualquer direção); elásticos (capazes de retornar às dimensões originais após a retirada da aplicação da carga); lineares (suas deformações são linearmente proporcionais às forças aplicadas); e homogêneos (em uma direção, possuem as mesmas propriedades, em qualquer ponto). O pino de fibra de vidro foi considerado estrutura ortotrópica, ou seja, as propriedades são dependentes nas três direções mutuamente perpendiculares. As propriedades mecânicas foram obtidas por meio de revisão de literatura e estão descritas nas Tabelas 2 e 3. Para simular as condições clínicas reais, os contatos entre as estruturas foram criados, o cilindro foi fixado nas laterais e na base e foi aplicada uma carga de 100 N a 130°, com a superfície palatina dos modelos. Os contatos entre as estruturas foram colados, a fim de simular a cimentação clínica do pino no conduto radicular e da coroa total sobre o núcleo de preenchimento (Fig. 4). Para a geração da solução do modelo, os modelos foram exportados para o módulo de processamento do software (Nei Nastran 64 bits Solver, Noran Engineering, USA). A análise foi estrutural, linear e elástica; a força aplicada foi estática e constante, independentemente do tempo.

Depois da resolução dos cálculos pelo software, os modelos foram novamente exportados para o módulo de pós-processamento do software (Femap v.10.2; Velocity Series, Siemens PLM Software, USA) para a análise qualitativa das tensões e de coerência dos deslocamentos. Essa análise foi realizada empregando-se os critérios de falha de von Mises e de Tensão Máxima Principal.

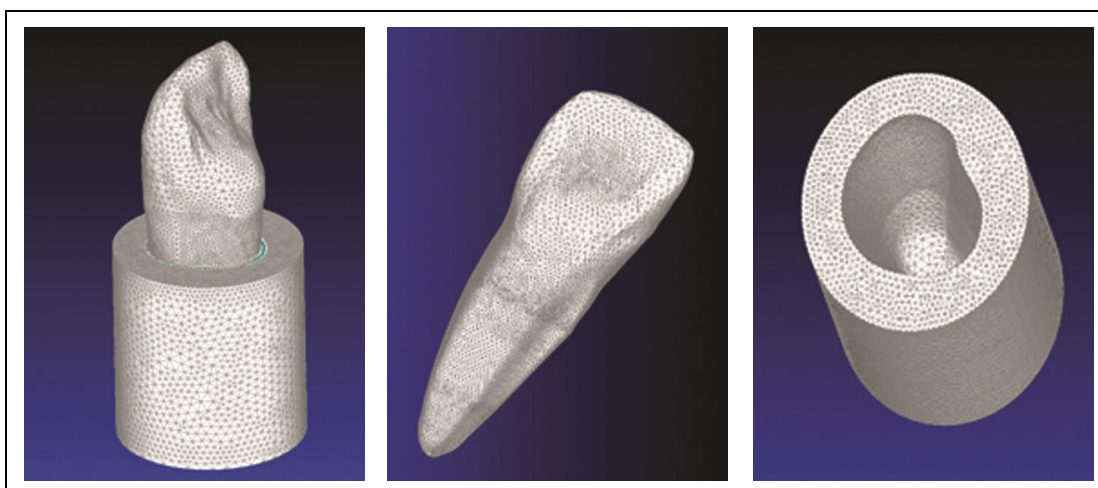


Fig. 3: Características da malha nos modelos

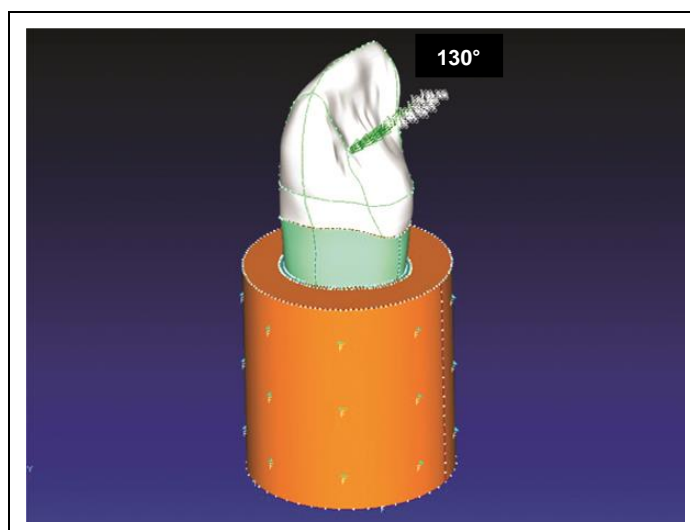


Fig. 4: Condições de contorno

Tabela 1: Número de elementos e nós dos modelos

Modelos	Número de elementos	Número de Nós
Hígido	317522	4743303
PFVL 7 mm	346151	520522
PFVL 12 mm	353445	532044
PFVS 7 mm	521663	777543
PFVS 12 mm	425510	635471

Tabela 2: Propriedades mecânicas das estruturas consideradas isotrópicas, lineares e homogêneas

Estrutura	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referência
Esmalte	84,1	0,33	Zarone ¹¹
Dentina	18,0	0,31	Rees ¹²
Polpa	0,02	0,45	Soares ⁹
Resina Composta	15,8	0,24	Joshi <i>et al.</i> ¹³
Resina Acrílica	13,5	0,31	Soares <i>et al.</i> ⁹
Ligamento Periodontal	0,0689	0,45	Ko <i>et al.</i> ¹⁴

Tabela 3: Propriedades mecânicas do pino de fibra de vidro, como estrutura ortotrópica

Propriedades	Pino de Fibra de Vidro
Ex (GPa)	37
Ey (GPa)	9,5
Ez (GPa)	9,5
Hxy	0,27
Hyz	0,27
Hxz	0,34
Gxy (GPa)	3,10
Gyz (GPa)	3,10
Gxz (GPa)	3,50

*Lanza.¹⁵

RESULTADOS

A análise de coerência do padrão de deslocamento (*Total Translation*) se mostrou viável e coerente para a visualização dos resultados. O menor deslocamento observado foi no modelo com o pino serrilhado de 10 mm. Os valores dos deslocamentos em cada modelo estão descritos na Tabela 4.

As tensões geradas no modelo hígido se mostram uniformemente distribuídas em toda a dentina radicular. As tensões tendem a concentrar-se mais na superfície externa da raiz (Fig. 5). Na área da superfície em que a força é aplicada observa-se,

pelo critério de von Mises, a área mais solicitada criando uma faixa vermelha na face palatina da coroa (Fig. 6).

O comportamento de distribuição de tensões pelo critério de tensão máxima principal, na dentina, para os modelos com os pinos de fibra de vidro, foi similar ao do dente hígido, formando uma área de tração na porção palatina oposta à compressão na porção vestibular. Porém, em relação a essas áreas mais solicitadas da dentina, observou-se uma tensão de tração maior nos modelos com os pinos serrilhados, em comparação aos outros modelos.

Nos pinos lisos, verificou-se um padrão contínuo e homogêneo de distribuição ao longo do pino. Por outro lado, nos pinos serrilhados, esse padrão mostra-se concentrado entre os degraus. Em relação a diferentes profundidades dos pinos, quanto maior o comprimento, maior foi a área de distribuição das tensões. No PFVS10, na análise de tensão máxima principal, as tensões mostraram-se mais distribuídas ao longo do pino, comparadas ao PFVS5, em que as tensões concentraram-se mais na região cervical.

A distribuição de tensões nos modelos com pinos de fibra de vidro, nos dois critérios analisados, pode ser observada nas Figs. 7-13.

Tabela 4: Deslocamentos nos modelos

DENTE HÍGIDO	0,0473 mm
PFVL 5 mm	0,0459 mm
PFVL 10 mm	0,0458 mm
PFVS 5 mm	0,0512 mm
PFVS 10 mm	0,0116 mm

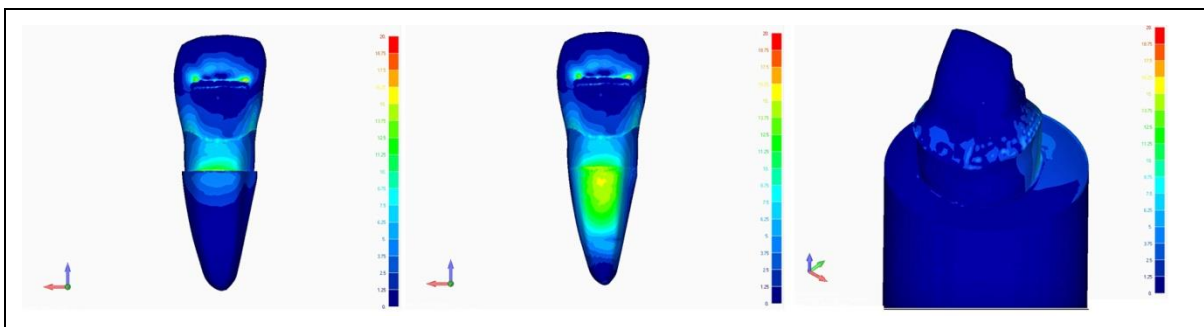


Fig. 5: Resultados da análise de tensões do dente hígido pelo critério de tensão máxima principal

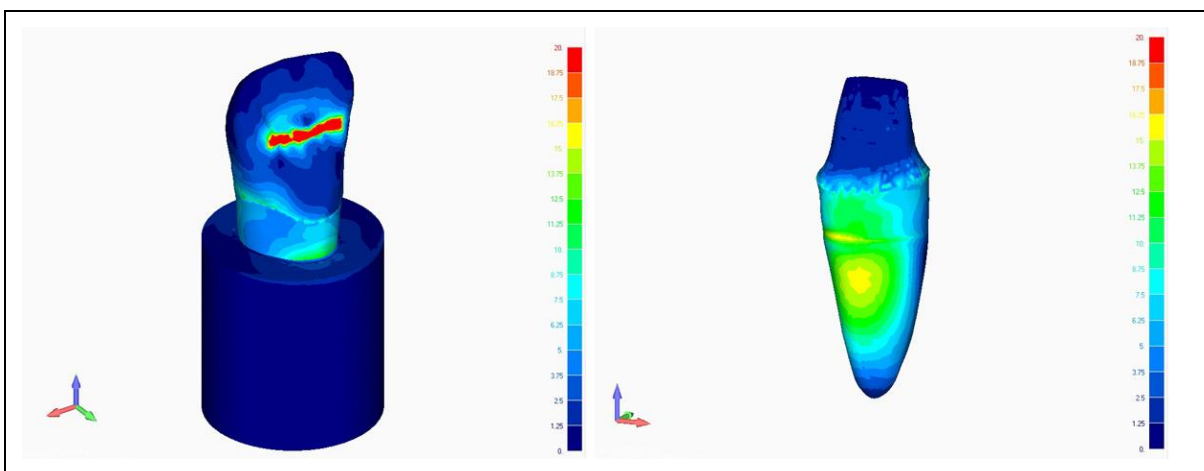


Fig. 6: Resultados da análise de tensões do dente hígido pelo critério de von Mises

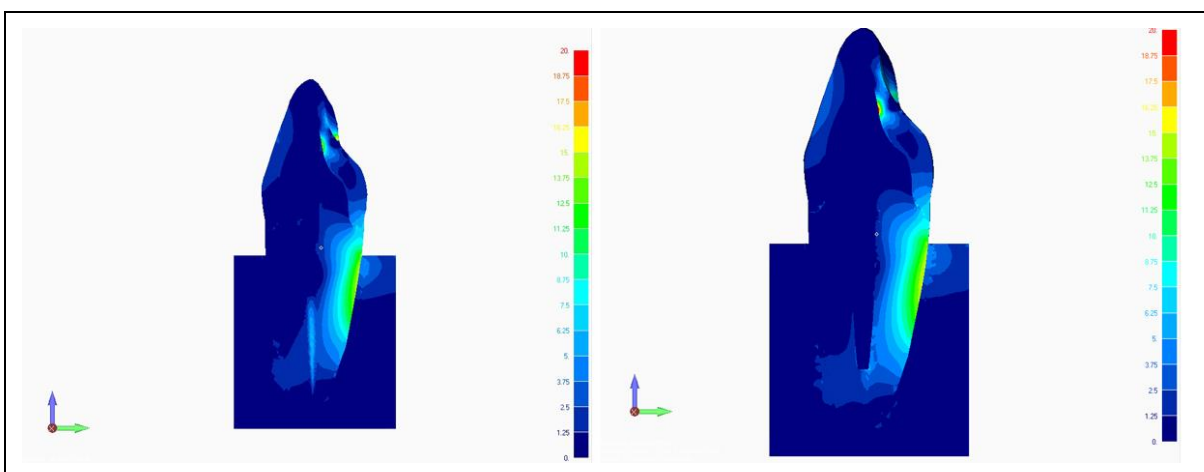


Fig. 7: Análise de tensões pelo critério de tensão máxima principal. (A) Modelo PFVL5; (B) PFVL10

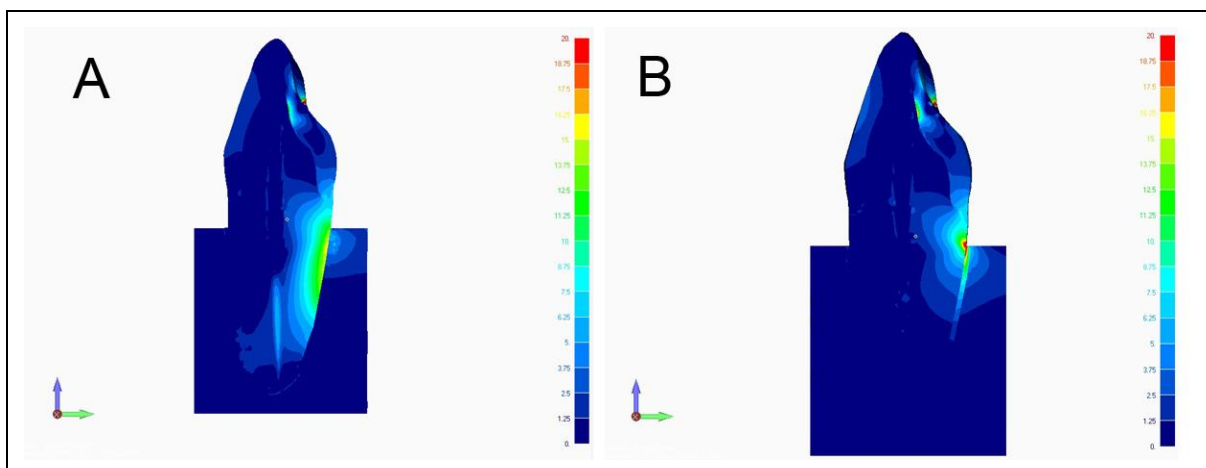


Fig. 8: Análise de tensões pelo critério de tensão máxima principal. (A) Modelo PFVS5; (B) PFVS10

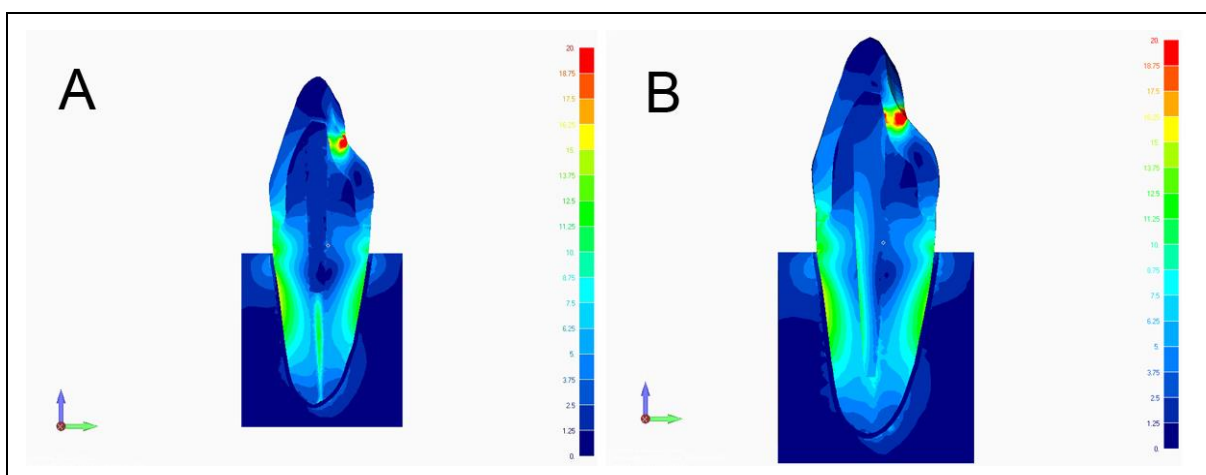


Fig. 9: Análise de tensões pelo critério de von Mises. (A) Modelo PFVL5; (B) PFVL10

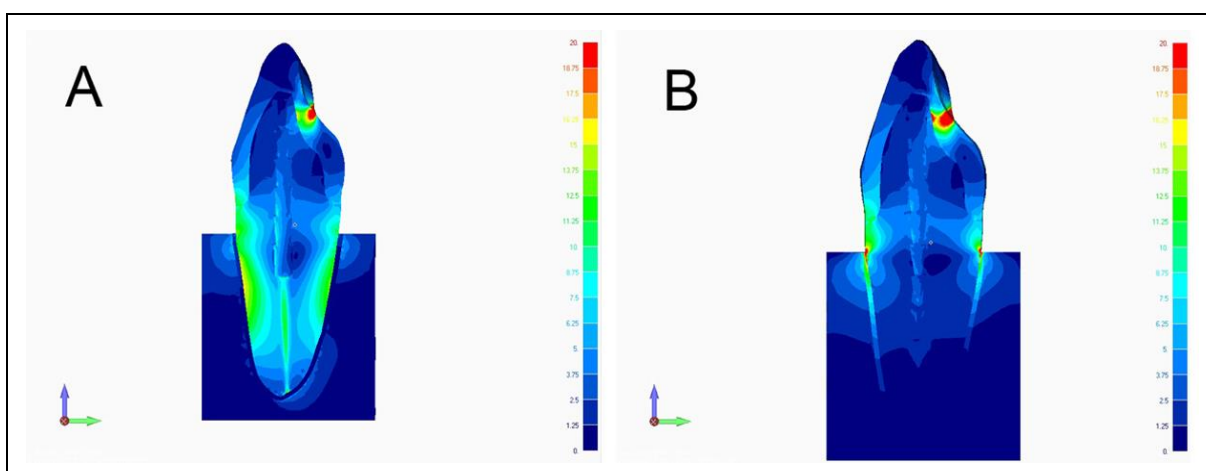


Fig. 10: Análise de tensões pelo critério de von Mises. (A) Modelo PFVS5; (B) PFVS10

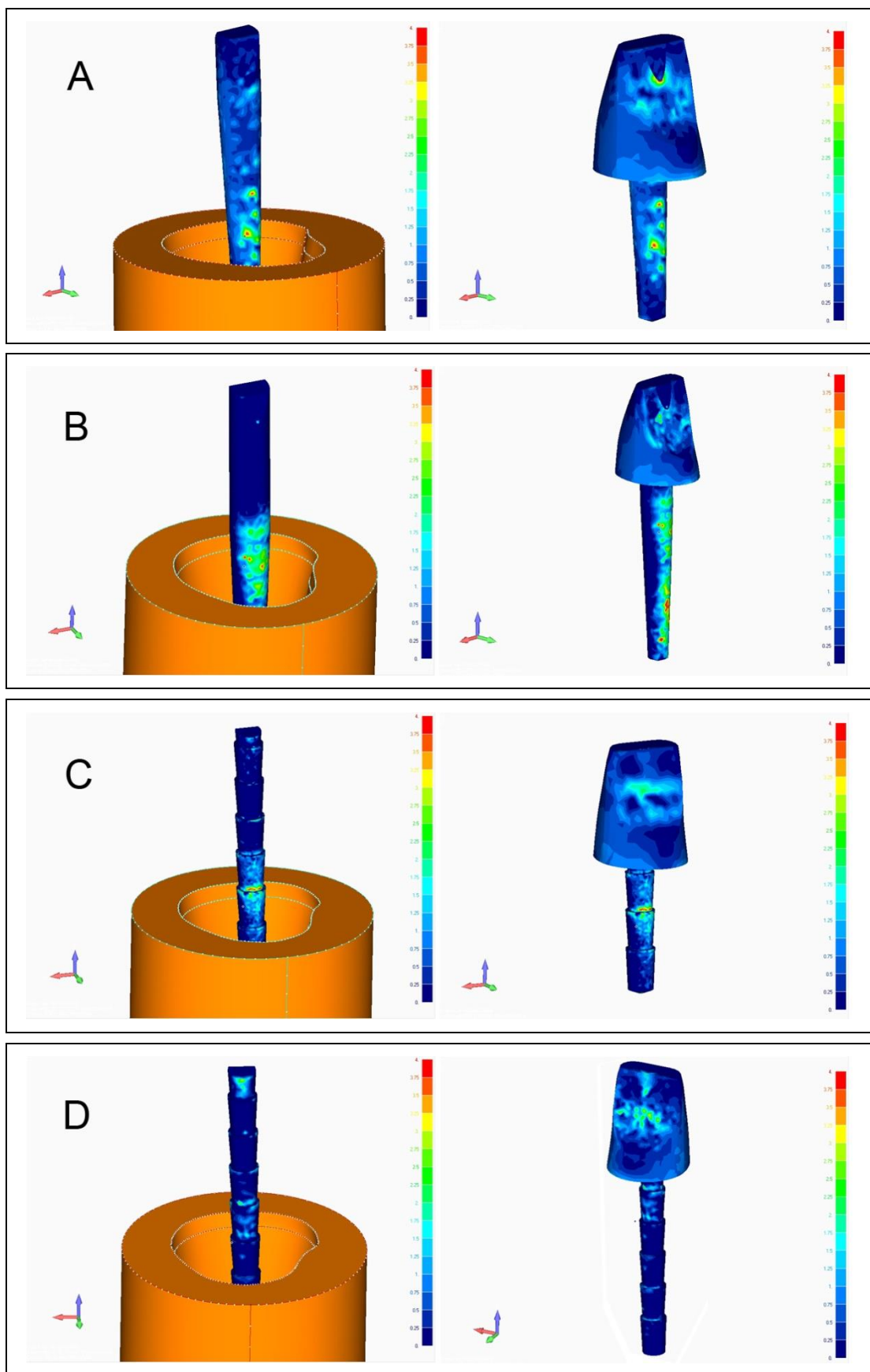


Fig. 11: Análise de tensões nos pinos de fibra vidro pelo critério de tensão máxima principal. (A) Modelo PFVL5; (B) PFVL10; (C) PFVS5; (D) PFVS10

DISCUSSÃO

A partir de um modelo de um incisivo central hígido, o estudo foi desenvolvido para avaliar o efeito da geometria e do comprimento de pinos de fibra de vidro na biomecânica desses dentes. Os pinos de fibra são eficazes para suportar cargas compressivas, como no caso de restaurações de dentes posteriores. No entanto, quando carregados transversalmente, como no caso de incisivos, o comportamento mecânico dos pinos deve ser cuidadosamente considerado. No complexo sistema pino-restauração, a distribuição de tensão dentro da estrutura é multiaxial, não uniforme e depende da magnitude e direção das cargas externas aplicadas. O tipo de carga externa, a geometria da estrutura e as tensões residuais são algumas das causas da distribuição do estresse multiaxial.¹⁴⁻¹⁵

A análise do comportamento mecânico de materiais e estruturas, pelo método de elementos finitos (MEF), facilita a investigação de suas distribuições internas de tensões.¹⁶ Por causa da complexidade das estruturas envolvidas, a análise tridimensional é mais indicada, pois produz modelos mais realísticos com maior fidelidade dos resultados encontrados.^{15,17} A geometria do incisivo central foi simplificada, a fim de torná-lo mais ágil na resolução dos cálculos matemáticos.

Em relação ao remanescente dentinário inserido nos modelos, optou-se pela altura de 2 mm, com base em estudos que demonstram que a maior quantidade de porção coronária remanescente melhora o comportamento biomecânico dos dentes tratados endodonticamente.^{18,4} Esse fato foi confirmado por Ribeiro¹⁹ que, por meio da análise tridimensional pelo MEF, observou que a presença de remanescente dentinário na porção coronária (2 mm), em modelos restaurados com pinos de fibra de vidro, apresentou uma redução do estresse na interface dente/restauração.

Quando um corpo ou estrutura é submetido a uma aplicação de carga, as tensões irão concentrar-se na estrutura com maior módulo de elasticidade.⁰⁹ No caso de pinos metálicos, a rigidez promove restrição do deslocamento do dente, e as tensões tendem a concentrar-se na interface pino-cimento, ou seja, no interior da raiz.^{20,21} Supõe-se que o maior índice de fraturas em raízes restauradas com pinos metálicos quando comparadas a pinos não metálicos se deva a esse fato, como demonstrado em estudos *in vitro* e clínicos^{22,23} Neste estudo, a distribuição das tensões na dentina radicular, nos modelos restaurados com pinos de fibra de vidro, mostrou-se similar à do dente hígido, assim como a encontrada em outras análises.^{11,20,21} Isso pode ser justificado pelo baixo módulo de elasticidade similar ao da dentina, permitindo deformação do complexo restaurador semelhante ao do dente hígido, dissipando as tensões ao longo de todas as estruturas do dente restaurado.

Considerando os questionamentos relacionados à extensão do pino durante a seleção do tratamento restaurador, este estudo analisou a distribuição das tensões e o deslocamento nos diferentes comprimentos em duas geometrias diferentes para os pinos de fibra de vidro. Diversos estudos têm sugerido que, quando o comprimento do pino é igual ou maior ao comprimento da coroa, as taxas de sucesso são maiores, porém, essa conclusão se refere aos pinos metálicos.^{24,25} Santos-Filho *et al.*²⁶ observaram que a diminuição dos comprimentos dos pinos resultou em valores de tensões aumentados. Contudo, as análises dos valores de resistência à fratura revelaram que o comprimento do pino foi estatisticamente significativo para os pinos de metal e não significativo para o pino de fibra de vidro. Além disso, a análise do modo de fratura indicou que todos os grupos tendiam a demonstrar fraturas radiculares em grupos restaurados com pinos de metal, e fraturas de núcleo de resina em grupos restaurados com pinos de fibra de vidro. Os resultados também foram justificados pelos autores pelo alto módulo de elasticidade dos pinos metálicos, os quais não seguem os movimentos de flexão naturais do dente, aumentando a tensão nas interfaces. Kaya e Ergum²⁷, também avaliaram experimentalmente o efeito de diferentes materiais e comprimentos de pinos sobre a resistência à fratura de dentes

tratados endodonticamente e concluíram que o aumento da profundidade dos pinos de fibra de vidro, não foi capaz de aumentar a resistência desses dentes.

Em análises pelo MEF, como as deste estudo, a relação direta das tensões com a resistência à fratura não deve ser realizada, porém, as áreas de maiores concentrações de tensão podem ser observadas, o que proporciona uma maior previsibilidade do melhor comportamento biomecânico entre os sistemas dente-restauração avaliados. O estudo computacional de Santos Filho *et al.*²¹ simulou, dentre outras variáveis, a restauração de um incisivo central superior com pino metálico e pino de fibra de vidro cônico e liso, em profundidades de 7mm e 12mm. Os resultados demonstraram que a diminuição da extensão do retentor se mostrou mais deletéria para o NMF, onde as tensões tenderam a se concentrar no interior do canal radicular em menor extensão, no terço cervical, enquanto que o PFV, com presença de remanescente coronário não teve seu padrão de distribuição de tensões influenciado pela extensão do retentor. No presente estudo, apesar da similaridade no padrão de distribuição para esse tipo de PFV, nas profundidades de 10mm, as tensões mostraram-se melhor distribuídas ao longo do pino, comparadas aos de 5mm. As tensões tenderam- se a concentrar próximas à área cervical, devido ao apoio da dentina na superfície plana do cilindro, sugerindo que comprimentos maiores resultam em comportamentos mecânicos melhores devido a uma maior área de transmissão das tensões.

Ainda que alguns estudos tenham avaliado o comportamento biomecânico dos pinos de fibra de vidro em relação à forma,^{5,19} esses ainda são escassos, variando, em sua maioria, o tipo de material utilizado. O estudo apresentado aqui, analisou uma geometria utilizada clinicamente e pouco analisada em pesquisas, que é o pino serrilhado, comparando-o com um liso, sendo ambos de fibra de vidro. Quando comparamos os pinos serrilhado e liso de 5mm de profundidade, observamos que o pino serrilhado apresentou uma região de falha bem específica, com tensões concentradas num degrau específico, pois esta descontinuidade geométrica normalmente funciona como um concentrador de tensões. No pino liso, por outro lado, houve uma distribuição mais homogênea das tensões. Da mesma forma, as tensões

distribuídas na dentina nos modelos de pino liso são menores e melhor distribuídas. Observou-se também que o modelo restaurado com o pino serrilhado de 10mm apresentou um padrão diferenciado de distribuição de tensões na dentina, com uma faixa concentrada na parte externa da dentina radicular, mais próxima a área cervical, com diminuição de tensões em direção à apical. Isto pode-se ser explicado ao maior imbricamento mecânico produzido pela maior quantidade de degraus na geometria do pino, e, conseqüentemente, maior rigidez na região próxima ao núcleo, que passou a ter uma resistência maior, somada à resistência produzida da férula.

A análise do deslocamento dental também pôde ser realizada neste estudo. Os resultados apresentaram deslocamentos dos modelos PFVL 5 mm, PFVL 10 mm e PFVS 5 mm de 0,0459 mm a 0,0512 mm, enquanto o modelo PFVS 10 mm apresentou um deslocamento bem menor, na faixa de 0,0116. Ribeiro¹⁹ também avaliou o deslocamento em modelos restaurados com pinos, em três grupos distintos (núcleo metálico fundido – NMF, pino de fibra de vidro serrilhado – PFV, e pino de zircônia liso – PZ), todos com a mesma profundidade, de modo que um remanescente de material obturador de 5 mm (guta-percha) permanecesse na região apical. O autor observou que, dentre as situações clínicas propostas, o grupo com NMF apresentou o menor deslocamento, seguido dos grupos PFV e PZ. Esse fato foi justificado pela configuração geométrica do NMF, que ocupa um volume maior na raiz dental quando comparado aos pinos pré-fabricados, aumentando, assim, sua ancoragem, favorecendo uma distribuição mais homogênea de tensão e restringindo seu deslocamento. No caso do estudo aqui apresentado, a maior quantidade de degraus no pino serrilhado de maior profundidade, pode ter promovido um ganho maior de superfície contra o escorregamento.

A análise tridimensional feita pelo Método de Elementos Finitos permitiu avaliar o deslocamento apresentado nos diferentes modelos, a tensão máxima principal, caracterizada pelo comportamento de compressão e tração e a tensão de von Mises. Porém, algumas limitações neste estudo podem ser observadas. A força mastigatória, a anatomia dos tecidos dentários e das estruturas de suporte varia de indivíduo para indivíduo, indicando a complexidade do comportamento biomecânico do conjunto dente-restauração. A carga foi estática, enquanto na cavidade bucal as falhas normalmente ocorrem em razão da fadiga mecânica. Houve uma simplificação do modelo com relação à isotropia das estruturas, com exceção do pino de fibra de vidro, homogeneidade e linearidade da análise.

CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que os dentes restaurados com pinos de fibra de vidro, núcleo de resina composta e coroa total apresentaram um padrão de distribuição de tensões semelhante ao do dente hígido. A geometria desses pinos influencia a concentração de tensões ao longo do pino, sendo que o pino serrilhado em maior profundidade influencia a redução do deslocamento do modelo. Além disso, o aumento da profundidade desses pinos aumenta a área de distribuição das tensões, de maneira que elas fiquem mais homogêneas.

REFERÊNCIAS

1. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int.* 2007;39(2):117-29.
2. Soares CJ, Santana FR, Silva NR, Pereira JC, Pereira CA. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. *J Endod.* 2007;33(5):603-6.
3. Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and Reducing Risks for Potential Fractures in Endodontically Treated Teeth. *J Endod [Internet]. Elsevier Ltd;* 2010;36(4):609-17.
4. Da Silva NR *et al.* The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2010;104:316-7.
5. Albuquerque R, De Abreu Polleto LT, Fontana RHBTS, Cimini CA. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. *J Oral Rehabil.* 2003;30(9):936-43.
6. Andrade AP, Russo EM, Shimoaka AM, De Carvalho RC. Influence of topography and surface treatment in fiber glass posts retention when cemented with a dual cure resin cement. *Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo.* 2006 Mai-Ago;18(2):117-22.
7. Santos-Filho PCF, Castro CG, Silva GR, Campos RE, Soares CJ. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. *Int Endod J.* 2008;41(6):493-501.
8. Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ÊT, Júnior JL. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *R Dent Press Ortodon Ortop Facial.* 2006;11(2):35-43.
9. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, Apicella A. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: A 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mat.* 2006; 22:1035-44.
10. Rees, JS, *et al.* The elastic modulus of dentine determined by static and dynamic methods. *Clin Materv.* 1994;17(1):11-5.

11. Joshi S, Mukherjee A, Kheur M, Mehta A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. *Finite Elem Anal Des*. 2001;37:587-601.
12. Ko, CC, *et al*. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent*. 1992 Sep;68(3):421-427.
13. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater*. 2005;21:709-715.
14. Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *J Dent*. 2001;29(6):427-33.
15. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M, *et al*. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dent Mater*. 2007;23(8):983-93.
16. Huysmans MC, Van der Varst PG. Finite element analysis of quasistatic and fatigue of post and cores. *J Dent*. 1993;21:57-64.
17. Barreto BCF. Avaliação biomecânica de pré-molares superiores restaurados com diferentes monômeros resinosos. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas-Unicamp; 2011.
18. Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. *J Prosthet Dent*. 2004;92(2):155-62.
19. Ribeiro, JPF. Análise tridimensional pelo método de elementos finitos do comportamento biomecânico do incisivo central superior hígido e restaurado com coroa cerâmica utilizando diferentes retentores intrarradiculares. São Paulo. Tese [Doutorado em Odontologia – Área de Concentração: Dentística Restauradora] – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, 2008.
20. Veríssimo C, Simamoto Júnior PC, Soares CJ, Noritomi PY, Santos-Filho PCF. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent [Internet]*. American College of Emergency Physicians. 2013;111(3):234-46.
21. Santos-Filho PCF, Veríssimo C, Soares PV, Saltarelo RC, Soares CJ, Marcondes Martins LR. Influence of ferrule, post system, and length on biomechanical behavior of endodontically treated anterior teeth. *J Endod*. 2014;40(1):119-23.
22. Mannocci, F, Sherriff, M, Watson, TF. Three-point bending test of fiber posts. *J. Endod*. 2001;27(12):758-761.
23. Naumann, M, *et al*. Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years-an observational clinical study. *J Dent*. 2005;33(4):305-12.
24. Abdullah SI, Mohammed H, Thayer KE. Restoration of endodontically treated teeth: a review. *J Can Dent Assoc*. 1974;40(4):300-3.
25. Standlee JP, Caputo AA, Holcomb J, Trabert KC. The retention and stress distributing properties of a threaded endodontic dowel. *J Prosthet Dent*. 1980;44(4):398-404.
26. Santos-Filho, PCF, *et al*. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. *Int Endod J*. 2008;41(6):493-501.
27. Kaya BM, Ergun G. The effect of post length and core material on root fracture with respect to different post materials. *Acta Odontol Scand*. 2013;71(5):1063-70.

